

INFORMATION TO USERS

This manuscript has been reproduced from the microfilm master. UMI films the text directly from the original or copy submitted. Thus, some thesis and dissertation copies are in typewriter face, while others may be from any type of computer printer.

The quality of this reproduction is dependent upon the quality of the copy submitted. Broken or indistinct print, colored or poor quality illustrations and photographs, print bleedthrough, substandard margins, and improper alignment can adversely affect reproduction.

In the unlikely event that the author did not send UMI a complete manuscript and there are missing pages, these will be noted. Also, if unauthorized copyright material had to be removed, a note will indicate the deletion.

Oversize materials (e.g., maps, drawings, charts) are reproduced by sectioning the original, beginning at the upper left-hand corner and continuing from left to right in equal sections with small overlaps.

Photographs included in the original manuscript have been reproduced xerographically in this copy. Higher quality 6" x 9" black and white photographic prints are available for any photographs or illustrations appearing in this copy for an additional charge. Contact UMI directly to order.

ProQuest Information and Learning
300 North Zeeb Road, Ann Arbor, MI 48106-1346 USA
800-521-0600

UMI[®]

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie électrique et de génie informatique

**CONCEPTION ET DÉVELOPPEMENT D'UN RÉSEAU D'ÉLECTRODES
CAPACITIVES MINIATURES DÉDIÉES À UNE PROTHÈSE COCHLÉAIRE**

Mémoire de Maîtrise ès Sciences appliquées
Spécialité : génie électrique

Mulumé AMBILA

Sherbrooke (Québec), CANADA

Mai 2000



**National Library
of Canada**

**Acquisitions and
Bibliographic Services**

**395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

**Bibliothèque nationale
du Canada**

**Acquisitions et
services bibliographiques**

**395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-67680-3

Canada

SOMMAIRE

L'électrode étant un outil susceptible de stimuler les nerfs et leur environnement, son étude et sa conception seront orientées de manière que la nature de la réponse du nerf à une stimulation puisse permettre, en principe, d'établir un ensemble de critères de conception de la prothèse cochléaire. Ces spécifications sont déduites dans notre cas en orientant l'étude vers la recherche physiologique de base de propriétés des nerfs, telles que, la description des potentiels d'action (électrophysiologie), la détermination du nombre de canaux nécessaires pour l'électrode par la théorie de place et de Volley, la définition de la largeur de bande nerveuse par la théorie de fréquence et l'anatomie de la cochlée étalée au chapitre 2. La forme ou structure à obtenir reste le critère de base pour le développement du produit.

Cependant, pour palier à la surdité d'une oreille diagnostiquée sourde, on évoque les notions et techniques du génie électrique et du génie mécanique afin de rétablir un réseau de communication dans la fondation ou support biologique cochléaire. La communication s'effectue au moyen d'un réseau d'électrodes miniatures qui servent d'interface entre le système nerveux et le microsystème électronique implanté, partie intégrante de la prothèse cochléaire qui commande les séquences d'activation des éléments du réseau d'électrodes même.

Le réseau d'électrodes développé est à insérer dans la rampe tympanique en passant par la fenêtre ronde, il est donc intracochléaire et est constitué de 16

électrodes miniatures, dont les conducteurs au tantale sont canalisés et isolés au téflon déposé par pulvérisation RF (CVD). L'anodisation du tantale lui attribue un comportement (caractère) capacitif qui lui permet d'accumuler les charges, pendant une constante de temps limitée par la tension disruptive ($\pm 3V$) de la couche isolante de pentoxyde de tantale (Ta_2O_5). Les points d'impact non anodisés, de l'interface de la surface active (de l'électrode) - tissu organique vivant, sont recouverts d'un alliage platine-iridium (10%). La superposition Pt/Ir-Pt-Ta se présente sous forme cylindrique dont le diamètre est d'environ $400\mu m$.

Entre autre, les dépositions des couches de platine et d'or par voie humide, c'est-à-dire par électroplacage, a été adoptée afin d'avoir un environnement semblable au milieu organique opérationnel du réseau d'électrodes.

REMERCIEMENTS

Je tiens d'abord à exprimer ma profonde reconnaissance à mon directeur de recherche Monsieur le professeur François DUVAL pour m'avoir accepté au GRAMS (Groupe de Recherche en Appareillage Médical de Sherbrooke). Je le remercie ensuite de ses conseils tant scientifiques, professionnels que personnels et pour l'assistance financière ; son départ à la retraite est réellement un manque certain pour moi.

Je remercie en même temps Monsieur le professeur Jaouhar MOUINE pour avoir continué d'assurer la direction de mes recherches, pour ses conseils expéditifs, ses recommandations de confiance, sa promptitude à m'écouter et me recevoir pendant toute la durée des recherches. Je lui exprime ma gratitude pour sa disponibilité et sa contribution aux solutions de mes problèmes tant administratifs qu'académiques.

Je voudrais remercier particulièrement messieurs les professeurs Hugues MENARD pour les essais d'électroplacage de la platine sur le tantale et Çetin AKTIK pour les conseils qu'ils m'ont prodigués et l'assistance scientifique qu'ils m'ont accordée tout au long de la recherche.

Je salue le support technique assuré par tous les techniciens des Facultés des sciences appliquées et des sciences, je cite, Monsieur Réjean BERNIER du génie électrique pour les problèmes de coupure des feuilles de tantale; Monsieur Pierre MAGNY du génie civil et médecine pathologique, pour l'évaluation des couches déposées par PECVD et électrodeposées par placage et la prospection des

équipements utilisés en pathologie pour le prélèvement des échantillons laminés. Le technicien du génie mécanique, pour ses multiples interventions sur la mise au point des électrodes de soudage et les essais d'adhésion de tantale et du platine par soudage entre pointes; Monsieur Jacques CORBIN du département de physique, pour les essais d'oxydation de tantale, d'anodisation, de la caractérisation des couches obtenues et la déposition du platine par faisceaux ioniques. Mes gratitude à Monsieur le professeur Jean BEERENS du département de physique d'avoir rendu disponible le laboratoire, le matériel et Monsieur Jacques CORBIN. Je dédie ce travail à ma femme Becky Ambila et à mes enfants Eddy, Gigi, Michelle, Alex et Maurice AMBILA pour leur endurance et leur patience tout au long de la recherche. Je salue la gentillesse de Monsieur le professeur Robert GONZALES Chairman de EECC (Electrical Engineering and Computer Sciences) Tufts University à Boston, Medford, Massachusetts aux E. U., de m'avoir affilié comme « visiting graduate scholar » et d'avoir rendu possible l'utilisation d'un de ses laboratoires. Mes remerciements s'adressent finalement à tous mes collègues de GRAMS plus spécifiquement Réjean Fontaine et Dr. Mustafa Slimane Kadi et à Aziz Abdessalem pour leur disponibilité et leur collaboration durant une période de ma recherche. Je saisi cette occasion pour remercier d'avance Monsieur Emile Sayeh Ingénieur chef de produits de l'entreprise Tytronics de s'être intéressé à mes recherches sur les électrodes. Pour terminer, je remercie avec gratitude tous ceux qui de loin ou de près ont souhaité que je contribue à ces recherches.

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|--|------------|
| SOMMAIRE | i |
| REMERCIEMENTS | ii |
| TABLE DES MATIÈRES..... | v |
| LISTE DES FIGURES..... | vii |
| LISTE DES TABLEAUX..... | x |
| 1. INTRODUCTION | 1 |
| 2. LA NEUROPHYSIOLOGIE DU SYSTEME AUDITIF..... | 6 |
| 2.1 Électrophysiologie des cellules nerveuses..... | 6 |
| 2.1.1 Les neurones et leurs réseaux | 6 |
| 2.1.2 L'influx nerveux..... | 7 |
| 2.2 Anatomie de l'oreille..... | 11 |
| 2.2.1 L'oreille externe | 12 |
| 2.2.2 L'oreille moyenne | 13 |
| 2.2.3 L'oreille interne | 13 |
| 2.3 Les voies nerveuses | 15 |
| 2.4 La stimulation électrique de la cochlée | 17 |
| 2.5 Considérations de l'interface électrode-milieu biologique | 19 |
| 2.5.1 Effets distants | 19 |
| 2.5.2 Effets de proximité | 21 |
| 2.6 Conclusion | 26 |
| 3. ÉTUDE ET CONCEPTION DU RÉSEAU D'ÉLECTRODES MINIATURES | 27 |
| 3.1 Considérations anatomiques..... | 27 |
| 3.2 Sélection des matériaux de fabrication | 28 |

| | | |
|-------|--|----|
| 3.2.1 | Matériau du site de stimulation (Pt) : platine..... | 29 |
| 3.2.2 | Matériau du substrat (Ta) : tantale..... | 30 |
| 3.2.3 | Matériau d'isolation (PTFE ou FFP) : téflon..... | 33 |
| 3.2.4 | Matériau de garniture du réseau : silastic..... | 34 |
| 3.3 | Architecture du réseau d'électrodes..... | 35 |
| 3.3.1 | Présentation architecturale | 35 |
| 3.3.2 | Analyse du système laminé du réseau d'électrodes..... | 39 |
| 3.3.3 | Propriétés de la structure laminée du réseau | 42 |
| 3.4 | Aperçu sur la biocompatibilité du réseau d'électrodes | 43 |
| 3.5 | Conclusion | 45 |
| 4. | RÉALISATION DU RÉSEAU D'ÉLECTRODES | 46 |
| 4.1 | Procédure de fabrication | 47 |
| 4.1.1 | Traitement préliminaire du substrat | 49 |
| 4.1.2 | Platinisation des sites de stimulation | 49 |
| 4.1.3 | Formation des diélectriques sur le substrat de tantale | 55 |
| 4.1.4 | Optimisation de la couche diélectrique par déposition du téflon..... | 60 |
| 4.1.5 | Profil et aménagement du réseau d'électrodes | 68 |
| 4.2 | Détermination des caractéristiques électriques | 69 |
| 4.3 | Conclusion | 73 |
| | CONCLUSION | 75 |
| | BIBLIOGRAPHIE | 78 |

LISTE DES FIGURES

| | | |
|--------------|--|----|
| Figure 2.1: | Communication possible entre deux neurones..... | 7 |
| Figure 2.2: | Potentiels amorcés par les stimuli dans les circuits neuronaux..... | 8 |
| Figure 2.3: | Exemple d'un phénomène électrophysiologique dans une fibre nerveuse | 9 |
| Figure 2.4: | Séquences de propagation du stimulus au médiateur chimique avec entretien des P.A. avant la libération du neurotransmetteur | 11 |
| Figure 2.5: | Séquences de propagation avec entretien par potentiel synaptique après la libération du neurotransmetteur | 11 |
| Figure 2.6: | Anatomie de l'oreille | 12 |
| Figure 2.7: | a) Coupe transversale de la cochlée b) Détail d'une spire de la cochlée | 14 |
| Figure 2.8: | Les voies nerveuses du système auditif | 16 |
| Figure 2.9: | Configuration du tube cochléaire et la réponse de la membrane basilaire à l'assaut de l'onde sonore..... | 18 |
| Figure 2.10: | Position des électrodes et distribution des courants dans la cochlée | 20 |
| Figure 2.11: | Courbe de mobilisation alternée des charges à l'interface Pt-tissu sous l'effet de l'impulsion biphasée | 24 |
| Figure 3.1 | Dimensions de la cochlée déroulée (a) membrane basilaire (b) rampes tympanique et vestibulaire | 28 |
| Figure 3.2: | Plans {100} parallèles à la surface de la feuille de tantale d'après l'évolution de sa texture | 32 |

| | | |
|--------------|--|----|
| Figure 3.3: | Présentation des grains de la texture de la feuille de tantale d'après l'évolution dans les plans {111} et {100} après la déformation | 33 |
| Figure 3.4: | Formule organique du téflon..... | 34 |
| Figure 3.5: | Formule organique du silastic | 35 |
| Figure 3.6: | Architecture du réseau d'électrodes. (a) Vue de dessus de la structure du réseau d'électrode (b) Vue de profil de la structure en sandwich (c) Revêtement de la lamelle de tantale, côté connecteur (d) Revêtement de la lamelle de tantale, côté site de stimulation..... | 36 |
| Figure 3.7: | Structure en escalier du réseau d'électrodes et revêtement des sites de Stimulation..... | 37 |
| Figure 3.8: | Analyse de la structure du système laminé induit par l'empilement des lamelles..... | 38 |
| Figure 3.9: | Stress (N) et moments (M) résultants des contraintes en exercice | 41 |
| Figure 3.10: | Modèle électrique à l'interface tissu organique-platine (cas extrême du réseau fracturée)..... | 44 |
| Figure 4.1: | L'échantillon primaire de feuille de tantale. (1) et (2) Lamelles de manipulation, (3) L'aire du dépôt d'or (Au), (4) L'aire du dépôt de Pt et Pt-10%Ir | 48 |
| Figure 4.2: | Système de déposition par faisceaux ioniques..... | 50 |
| Figure 4.3: | Déposition de la couche primaire (1000 Å) de platine par faisceaux ioniques | 52 |
| Figure 4.4: | Électroplacage de platine-10%Ir..... | 53 |
| Figure 4.5: | Illustration de la couche de Platine-10%Ir électrodéposée et de la couche d'or | 54 |
| Figure 4.6: | Substrat de tantale découpé en peigne | 55 |
| Figure 4.7: | Illustration schématique du montage pour des essais d'anodisation du substrat de tantale et sa caractérisation | 57 |

| | | |
|--------------|--|----|
| Figure 4.8: | L'évolution de l'anodisation de tantale. (1) Tension, (2) Courant..... | 58 |
| Figure 4.9 | Caractérisation du substrat de tantale en polarisation directe pour $0 < V < 10V$ | 59 |
| Figure 4.10: | Caractérisation du substrat de tantale en polarisation directe pour $0 < V < 2.3V$ | 59 |
| Figure 4.11: | Caractérisation du substrat de tantale en polarisation inverse avec pour $-3 < V < 0$ | 60 |
| Figure 4.12: | Principe de base du système de pulvérisation RF | 62 |
| Figure 4.13: | (a) Support du substrat (en plexiglas) (b) Vue de dessus..... | 63 |
| Figure 4.14: | Courbe du taux de déposition à pression et distance constantes..... | 65 |
| Figure 4.15: | Liaison carbone-polyamide (a) usage de O_2 , (b) usage de Ar..... | 67 |
| Figure 4.16: | Spectre de sublimation de tantale après les effets des intempéries..... | 67 |
| Figure 4.17: | Vue de dessus des lamelles juxtaposées du réseau d'électrodes..... | 68 |
| Figure 4.18: | Illustration de la procédure d'alignement des électrodes..... | 69 |
| Figure 4.19: | Vue globale d'agencement des contacts au connecteur | 70 |
| Figure 4.20: | Mesure des résistances interlignes des conducteurs | 71 |
| Figure 4.21: | Structure pour les mesures des densités de courants et de la capacitance de fuite..... | 72 |

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|--|-----------|
| Tableau 3.1: Propriétés physiques du Tantale | 31 |
| Tableau 3.2: Caractéristiques du teflon et du Silastic..... | 35 |
| Tableau 3.3: Dimensions du réseau d'électrodes sans silastic | 40 |
| Tableau 3.4: Paramètres estimés et conditions pour une performance normale des électrodes | 45 |
| Tableau 4.1: Données du cahier de charge pour réaliser le réseau d'électrodes..... | 46 |
| Tableau 4.2: Caractères morphologiques du réseau d'électrodes | 46 |
| Tableau 4.3: Matériaux du réseau d'électrodes..... | 47 |
| Tableau 4.4: Conditions et résultats de l'électroplacage de platine iridium | 52 |
| Tableau 4.5: Résultats du taux de déposition du téflon en fonction de la puissance RF..... | 64 |
| Tableau 4.6: Résultats des tests de résistivité du diélectrique | 64 |
| Tableau 4.7: Valeurs des résistances de conducteurs des électrodes..... | 71 |
| Tableau 4.8: Densité de courants de fuite et les tensions de polarisation correspondantes..... | 73 |

CHAPITRE 1

1. INTRODUCTION

Les électrodes biomédicales sont classées en deux catégories : on distingue les électrodes de surface et les électrodes implantables. Les premières se subdivisent en deux types : les électrodes conductives de surface et les électrodes capacitives de surface. La deuxième catégorie regroupe les électrodes implantables subcutanées et les électrodes profondément implantables.

Les domaines d'applications en cours sur le marché sont les capteurs intérieurs et extérieurs pour l'étude de la biostimulation à rebours, la visualisation mobile et ambulante, le procédé de réhabilitation cardiaque succédant à une crise cardiaque, la commande et le contrôle de défibrillateurs implantables, la technologie tactile pour les handicapés et la plupart des problèmes et considérations relatifs aux électrodes ainsi que la commande et le contrôle des prothèses implantables. Les applications existantes s'exercent alors pour le diagnostic, la visualisation, les traitements et la recherche. Celle-ci inclut, dans la pratique médicale conventionnelle, la radiologie, l'encéphalologie, la neurologie et la myologie. Dans le cadre de ce travail, la neurologie est impliquée [31].

Les électrodes de surface peuvent être, naturellement conductrices et capacitives, donc isolées et «sèches» [26]. Elles ne peuvent intentionnellement être

utilisées dans un électrolyte. Ces électrodes sont utilisées dans des cas de stimulation externe (livraison de charges électriques dans le tissu) ou d'enregistrement (saisie du biopotentiel et transmission avec précision pour des mesures imminentes) dans des dispositifs de mesure ou d'analyse.

Les électrodes implantables sont caractérisées comme conductrices et peuvent être placées à une variété d'endroits situés dans un corps organique en général ou, en particulier, dans le corps humain. Elles peuvent se trouver, soit immédiatement subcutanées, soit profondément dans le tissu organique du corps.

Les électrodes «profondes» se présentent comme des aiguilles ou sondes effilées, assez minces pour l'insertion profonde dans le tissu humain. L'électrode extracellulaire est plus large que la cellule dans le tissu; quant à l'électrode intracellulaire, elle est si minuscule qu'elle convient pour pénétrer dans une cellule pour l'enregistrement ou la stimulation.

Toutes les électrodes comportent quelques types d'interfaces électriques avec l'organisme d'une part, et d'autre part, avec l'équipement d'amplification, d'enregistrement, de visualisation ou de contrôle et de commande. Le domaine de technologie des électrodes en entier peut être considéré en incluant les interfaces évoquées et leurs interactions avec les propriétés des électrodes, c'est-à-dire depuis la source biopotentielle (dans l'organisme) jusqu'au dispositif de visualisation ou de commande. En général, l'électrode est conçue comme partie intégrante d'un système auquel elle est dédiée, plutôt que la dénomination attribuée au gré de la pratique médicale, où les électrodes sont les plus utilisées.

En ce qui concerne ce travail, la catégorie retenue est celle des électrodes profondément implantables. Les problèmes spécifiques à ces électrodes sont liés à l'habileté de l'utilisateur à les manipuler et à les positionner avec la précision voulue. Elles doivent alors répondre aux critères mécaniques et électriques pour leur utilisation. Ainsi, les principaux domaines qui garantissent la recherche et le développement ultérieurs se trouvent dans l'identification des propriétés mécaniques, électrochimiques et électriques des matériaux utilisés et dans la configuration de l'électrode [26], ce qui est le cas dans ce travail.

La réalisation d'un réseau d'électrodes pour la stimulation cochléaire est issue de la conception basée sur la physiologie auditive. Il s'agit spécifiquement de la réciprocité fonctionnelle entre la physiologie du système nerveux, la neurophysiologie du système auditif et l'électrophysiologie des cellules nerveuses. Ces dernières constituent des réseaux de communication empruntés par les signaux ou courants de charge pour la stimulation électrique de la cochlée [24, 32].

Ainsi, deux aspects sont à considérer. D'abord celui de la réponse du nerf stimulé par un signal électrique créant les effets distants. Ces derniers ne dépendent ni des électrodes utilisées ni de la méthode d'implantation. Ils sont signifiés par la distribution des courants dans le tissu nerveux et le taux d'excitation neuronale dans l'organe de Corti [79, 80, 82]. L'autre aspect concerne l'emplacement de l'électrode (effet de proximité) dans la rampe tympanique. Il tient compte du comportement électrique de l'électrode en interaction avec un environnement électrochimique supposé biocompatible, lieu d'impact de l'approche chirurgicale. Il est une conséquence de la vulnérabilité des neurones et des cellules engagées à l'interface entre les électrodes et

le tissu organique vivant. Cet aspect siège l'idéal dans la conception pour une électrode la plus passive possible et permet de prévoir et de prévenir tout aléa à son bon fonctionnement, tel que les considérations électrochimiques, la biocompatibilité et l'approche chirurgicale. En vertu de l'analyse de ce qui précède, les spécifications du réseau d'électrodes miniatures pourront être établies. En ce qui concerne cette étude, la technologie adoptée est à mi-chemin entre la technologie classique, soit la fabrication manuelle et artisanale, et la technique moderne de déposition (méthode microélectronique). Le tantale solide étant le conducteur électrique utilisé, les essais sur son autopassivation engendrent son isolation naturelle au pentoxide de tantale. De plus, puisque l'isolation entre les conducteurs du réseau d'électrodes est d'une importance capitale, la technique de déposition par pulvérisation RF, permet de déposer le téflon sur le substrat de tantale, à des températures variant entre 100 et 150°C pour renforcer cette isolation.

Le problème de délaminage étant délicat, les sites de stimulation sont faits d'alliage de 90 % Pt - 10 % Ir par une déposition initiale de la racine de Pt par faisceaux d'électrons, suivie de la platinisation par électroplacage.

Techniquement, les fonctionnalités de la stimulation électrique sont réunies dans la conception de la prothèse cochléaire incluant le réseau d'électrodes miniatures. Son fondement est basé sur la physiologie des neurones et leurs processus, l'impact des événements électrochimiques qui accompagnent l'injection des courants vers l'interface métal-électrolyte, et la manière dont les réactions pathophysiologiques à ces interventions peuvent être éliminées et contrôlées.

Le succès du développement d'une prothèse nerveuse réside dans les faits suivants [98] : la considération de la durée de vie du système implanté et les résolutions adéquates des problèmes associés à l'interface électrode-tissu.

CHAPITRE 2

2. LA NEUROPHYSIOLOGIE DU SYSTÈME AUDITIF

La physiologie auditive conceptualise l'interaction mutuelle entre les aires auditives du cerveau, l'anatomie et les fonctionnalités de l'oreille, et enfin les neurones et leurs réseaux de propagation de l'influx nerveux. Le système nerveux responsable de gérer toutes les opérations, est un réseau de communication majeure qui traite et intègre les informations qu'il reçoit du monde extérieur ou de l'organisme, et influence et dirige les réactions à ces informations.

Ce chapitre débutera par une brève description de la composante élémentaire du système nerveux qu'est le neurone ainsi qu'une explication des signaux véhiculés à travers ses réseaux, qu'on appelle l'influx nerveux. Ensuite, il présentera l'anatomie du système auditif et s'attardera sur la partie qui concerne particulièrement ce travail, l'oreille interne. La dernière partie traitera des considérations relatives aux électrodes qui font l'objet de ce travail.

2.1. Électrophysiologie des cellules nerveuses

2.1.1 Les neurones et leurs réseaux

Les neurones sont des cellules spécialisées qui servent à transmettre les informations d'une partie du corps à une autre. Les circuits neuronaux sont formés de

neurones ou de leurs circuits intermédiaires ou interneurones. Chaque composante de ce réseau traite les informations qu'elle reçoit et transmet les ordres qui en découlent. La figure 2.1 montre cette composante élémentaire du système nerveux et les différentes connections possibles qui permettent de véhiculer l'information entre deux neurones (synapses).

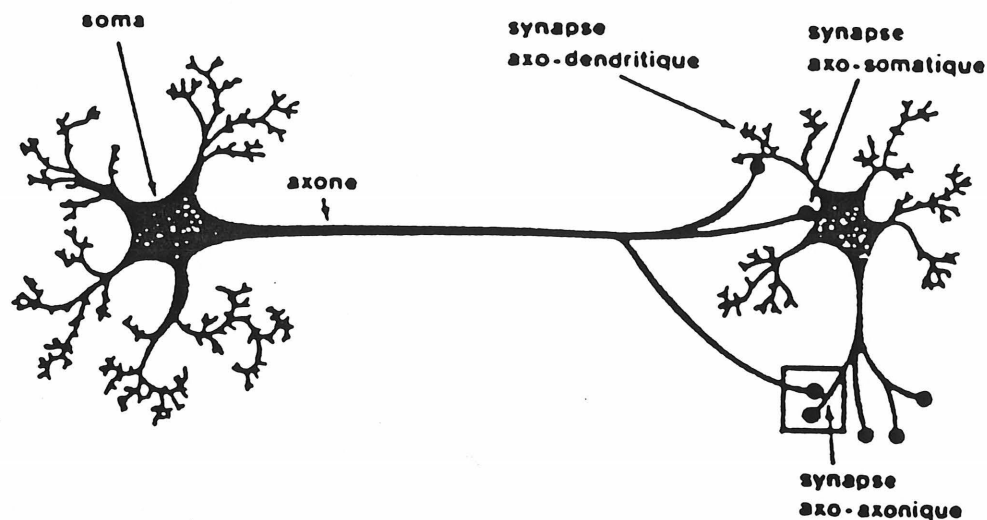


Figure 2.1 Communication possible entre deux neurones

2.1.2 L'influx nerveux

Le système nerveux est considéré comme un système électrochimique. La communication est électrique dans un neurone et elle peut être chimique ou mixte. Les neurones sont entourés par des molécules chargées électriquement et constituées d'ions de sodium Na^+ et de potassium K^+ . La circulation de ces ions sous l'influence d'un stimulus s'exerce selon le mécanisme d'une pompe à ions à entrée/sortie qui permet de maintenir l'équilibre à l'état d'excitation de la cellule. Les étapes de la

figure 2.2 illustrent les phénomènes électrotoniques et électrochimiques qui ont lieu depuis le potentiel de repos (membranaire) jusqu'à la libération du neurotransmetteur sous l'influence du Potentiel d'Action (PA).

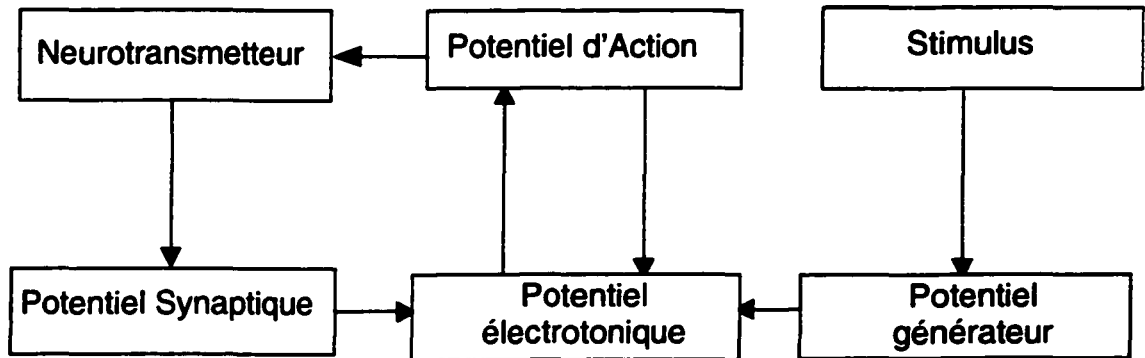


Figure 2.2 Potentiels amorcés par les stimuli dans les circuits neuronaux [25]

Au repos, le neurone a une distribution des ions telle que son axone est chargé plus négativement que l'extérieur de la cellule nerveuse. Sa membrane est une bordure (exemple axones myélinisés) en dehors et en dedans de laquelle deux potentiels peuvent prendre naissance. C'est l'origine de l'influx nerveux. La figure 2.3 illustre le phénomène électrophysiologique dans une fibre [67, 50, 47].

La différence de potentiel initiale nommée potentiel de repos est due aux concentrations ioniques différentes se trouvant de part et d'autre de la membrane. Le milieu extracellulaire est prédominant en sodium Na^+ et le milieu intracellulaire l'est en potassium K^+ . Les pompes de Na^+ et de K^+ indiquées à la figure 2.3(b) montrent la

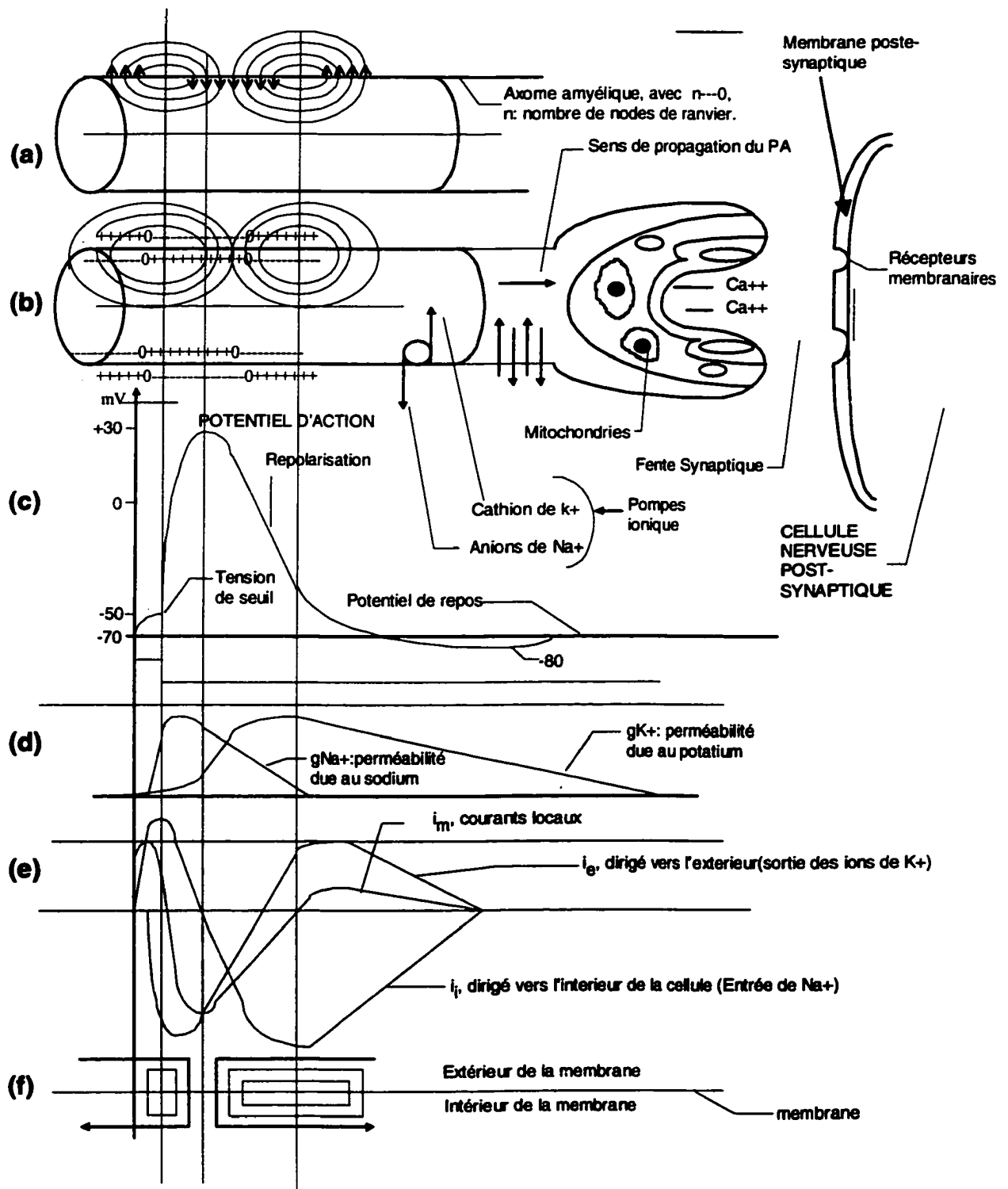
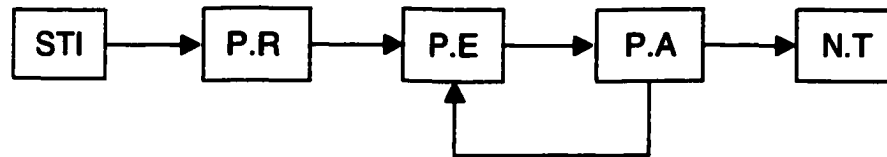


Figure 2.3 Exemple d'un phénomène électrophysiologique dans une fibre nerveuse

direction des flux de Na^+ et de K^+ à travers la membrane cellulaire au repos. À l'état initial, c'est-à-dire sans stimulus, la cellule est à l'état d'équilibre dynamique. En présence d'un stimulus, pendant la montée du PA, les ions de Na^+ , excédentaires extracellulairement, se précipitent à l'intérieur de la cellule à travers la membrane qui crée une dépolarisation qui augmente la perméabilité aux ions de Na^+ . Le PA engendré démontre l'aptitude d'un neurone à répondre à une stimulation. À la valeur critique du PA, appelée tension de seuil telle qu'indiquée à la figure 2.3(c), le neurone déclenche une dépolarisation de courte durée inférieure à 1 ms et d'amplitude élevée (100 mV soit de -70 mV à $+30$ mV). Ces caractéristiques répondent à la loi de tout ou rien, ce qui veut dire qu'elle ne croît plus après avoir atteint son amplitude maximale, bien que l'on augmente l'intensité du stimulus. Les figures 2.3(d), 2.3(e) et 2.3(f) illustrent respectivement, les allures de perméabilités de la membrane, l'hyperpolarisation secondaire due au courant de charge et l'état d'inexcitabilité de la fibre nerveuse (neurone), et les courants locaux engendrés [10, 41, 47].

En ce qui concerne la propagation de l'influx nerveux, deux séquences distinctes existent, mais le fondement reste commun. Les figures 2.4 et 2.5 résument ces deux séquences. La propagation par voie d'axone myélinisé est plus rapide et le courant est à densité élevée à cause de noeuds de ranvier (phénomène saltatoire) et du gros diamètre de la fibre. Par contre, la fibre amyélique cause une lente variation du potentiel et son amplitude reste faible. Les flux de courant à l'intérieur du neurone vont toujours de la zone dépolarisée vers celle à polarisation normale.



STI : Stimulus

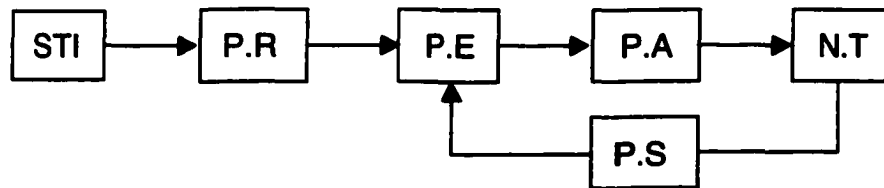
P. E.: Potentiel électrotonique

N. T.: Neurotransmetteur (Médiateur chimique)

P. R. : Potentiel de repos

P. A. : Potentiel d'action

Figure 2.4 Séquences de propagation du stimulus au médiateur chimique avec entretien des P. A. avant la libération du neurotransmetteur



STI : Stimulus

P. E.: Potentiel électrotonique

N. T.: Neurotransmetteur
(Médiateur chimique)

P. R. : Potentiel de repos

P. A. : Potentiel d'action

P. S. : Potentiel synaptique

Figure 2.5 Séquences de propagation avec entretien par potentiel synaptique après libération du neurotransmetteur

2.2 Anatomie de l'oreille

L'oreille est subdivisée en trois parties : L'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne, (figure 2.6).

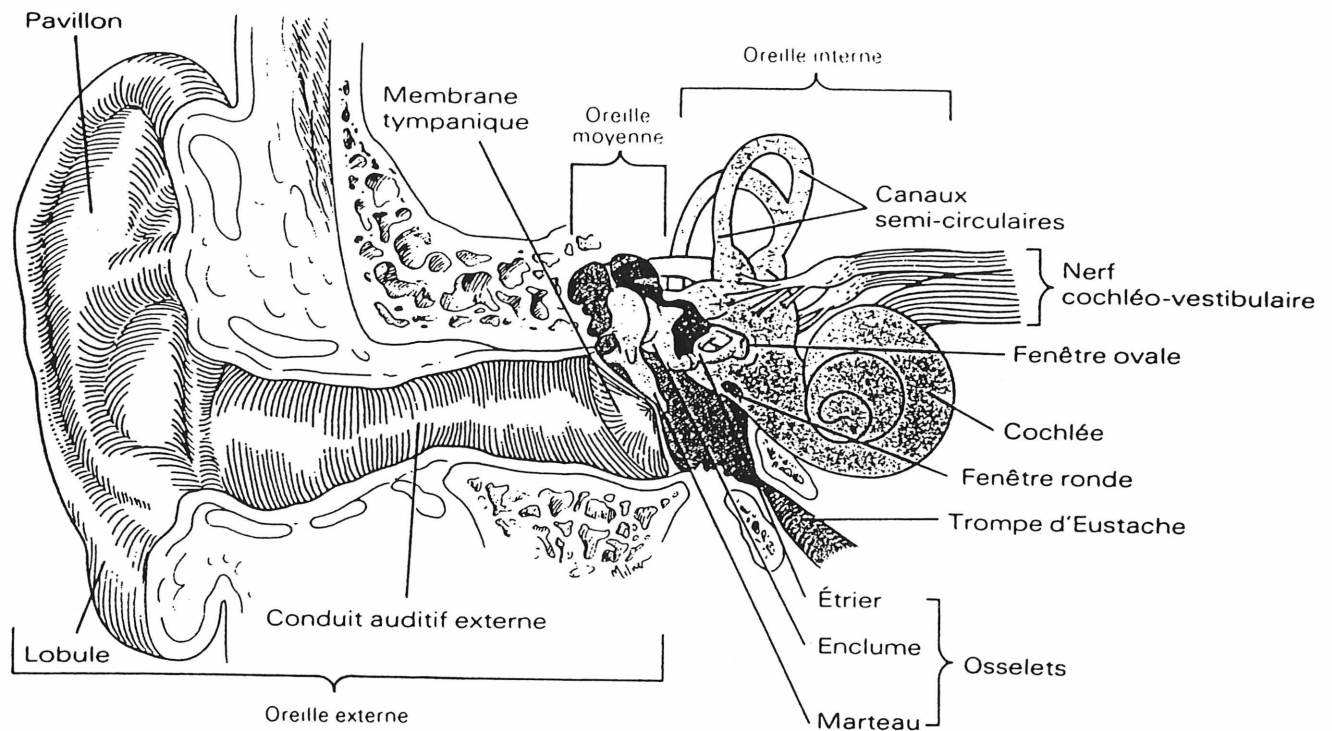


Figure 2.6 Anatomie de l'oreille [84]

Pour entendre, les ondes sonores pénètrent par l'oreille externe, passent à travers l'oreille moyenne et atteignent l'oreille interne. En général, chaque partie de l'oreille exerce ses fonctionnalités propres.

2.2.1 L'oreille externe

L'oreille externe capte, par le pavillon, les ondes sonores qui se propagent par conduction dans l'air, et les achemine par le conduit auditif vers le tympan qu'elles font vibrer.

2.2.2 L'oreille moyenne

Du côté de l'oreille moyenne, le tympan est solidaire avec le marteau, un élément de la chaîne d'osselets qu'elle contient. Cette chaîne comprend aussi l'enclume et l'étrier qui, avec le marteau transmettent les vibrations mécaniques du tympan vers l'oreille interne. L'étrier, le dernier osselet de la chaîne, est attaché à cette dernière et lui transmet ces vibrations à travers un orifice appelé fenêtre ovale et recouvert d'une membrane flexible, sous forme de stimulus mécaniques d'une course maximale de 0.04 mm [101].

2.2.3 L'oreille interne

La partie de l'oreille interne responsable de l'ouïe est la cochlée (figure 2.7). Celle-ci fait partie d'un labyrinthe osseux et se présente sous forme d'un cylindre creux hélicoïdale, enroulée sur 2 3/4 tours et formant une structure conique qui mesure 9 mm de hauteur, de la base au sommet. Ce cylindre mesurant 32 mm de long est subdivisé longitudinalement en trois espaces partant de la base au sommet. Cette subdivision est assurée par la membrane basilaire et la membrane de Reissner. La première sépare la rampe tympanique du canal cochléaire, et la deuxième sépare ce dernier de la rampe vestibulaire. Cette dernière commence à la fenêtre ovale, point d'entrée du stimulus mécanique transmis par la chaîne d'osselets.

Les rampes vestibulaire et tympanique communiquent au sommet de la cochlée par un orifice appelé l'hélicotrème et sont remplies d'un liquide appelé le périlymphe, tandis que le canal cochléaire, qui fini en cul de sac, est rempli d'un liquide appelé l'endolymphe.

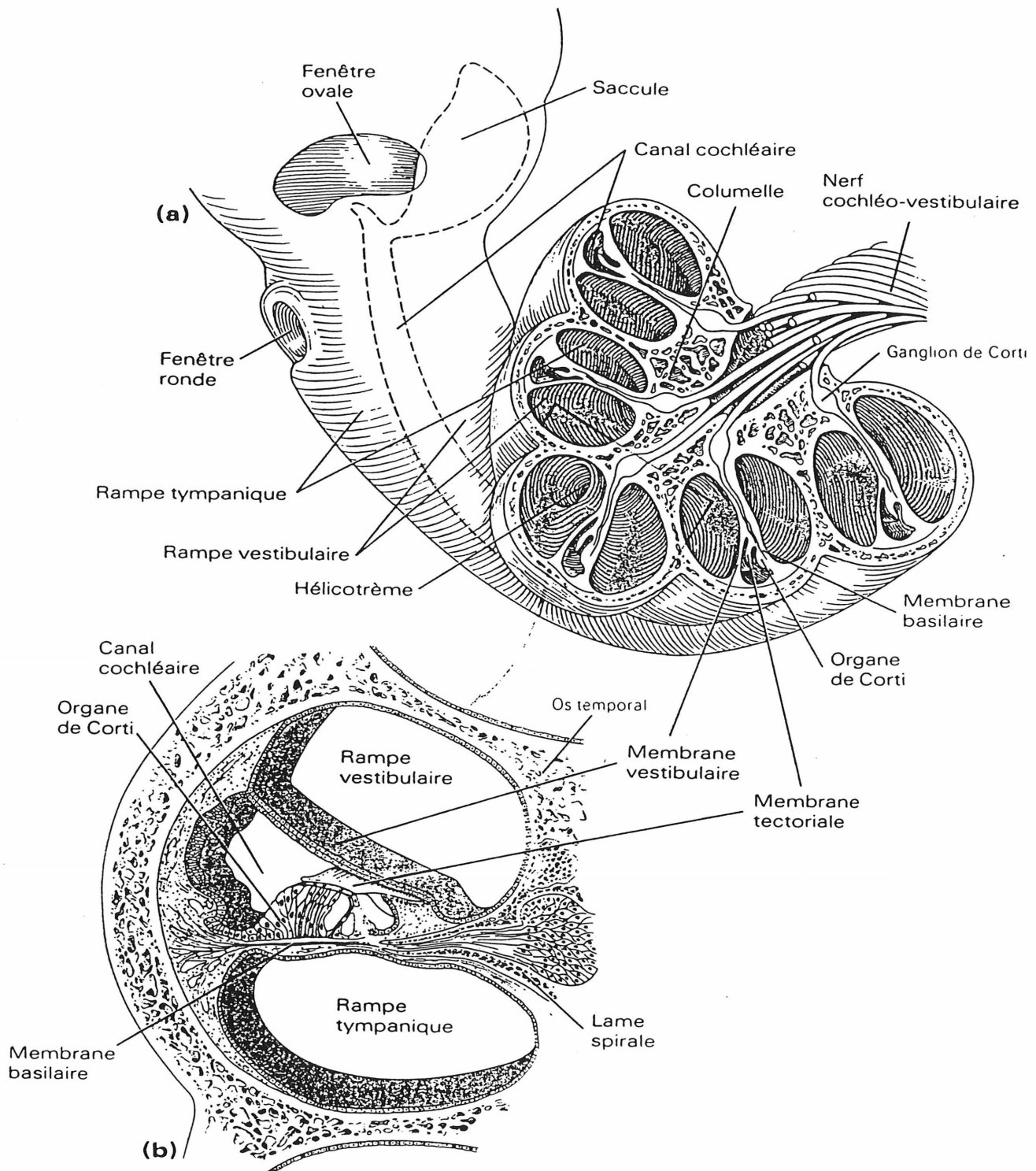


Figure 2.7 a) Coupe transversale de la cochlée b) Détail d'une spire de la cochlée[84]

Les mouvements de la fenêtre ovale s'exercent sur le fluide (périlymphe) de la rampe vestibulaire et crée des ondes de pression hydraulique qui se propagent à la rampe tympanique de la cochlée en passant par l'hélicotreme, point d'inflexion des ondes transmises jusqu'à la fenêtre ronde. Ces ondes de pression voyageant autour du canal cochléaire créent à leur tour des ondes de pression hydraulique dans le liquide de ce dernier. La membrane basilaire, base du canal cochléaire (rampe de communication), supporte une structure appelée organe de Corti et composée de cellules de soutien et de cellules ciliées reliées aux terminaisons nerveuses du nerf auditif. Les cils de ces cellules dénombrés à environ 30000 se projettent dans une membrane qui les surplombe appelée membrane tectoriale. Sous l'effet des mouvements des liquides, la membrane basilaire subit des ondulations qui s'exercent sur l'organe de Corti. Ces ondulations créent un phénomène de cisaillement entre la membrane basilaire et la membrane tectoriale qui s'exerce sur les cils qui s'incurvent spécifiquement d'une manière différentielle et succincte pour exciter les cellules correspondantes. Sous l'effet de ces excitations, ces cellules créent un influx nerveux qui sera acheminé au cerveau par le nerf cochléaire.

2.3 Les voies nerveuses

Dans la cochlée, les mouvements mécaniques sont convertis en influx nerveux (ou signaux nerveux) qui sont, par la suite, envoyés au cerveau par les voies nerveuses du système auditif (figure 2.8)

Les influx nerveux se propagent sur les fibres nerveuses qui relient la cochlée au SNC (système nerveux central), comme indiqué sur la figure 2.8. Les impulsions venant de la cochlée portent l'information en conformité avec le contenu fréquentiel du son

capté, selon un modèle temporel approprié. Les impulsions se génèrent indépendamment sur environ chacune des 30000 fibres nerveuses constituant le nerf auditif.

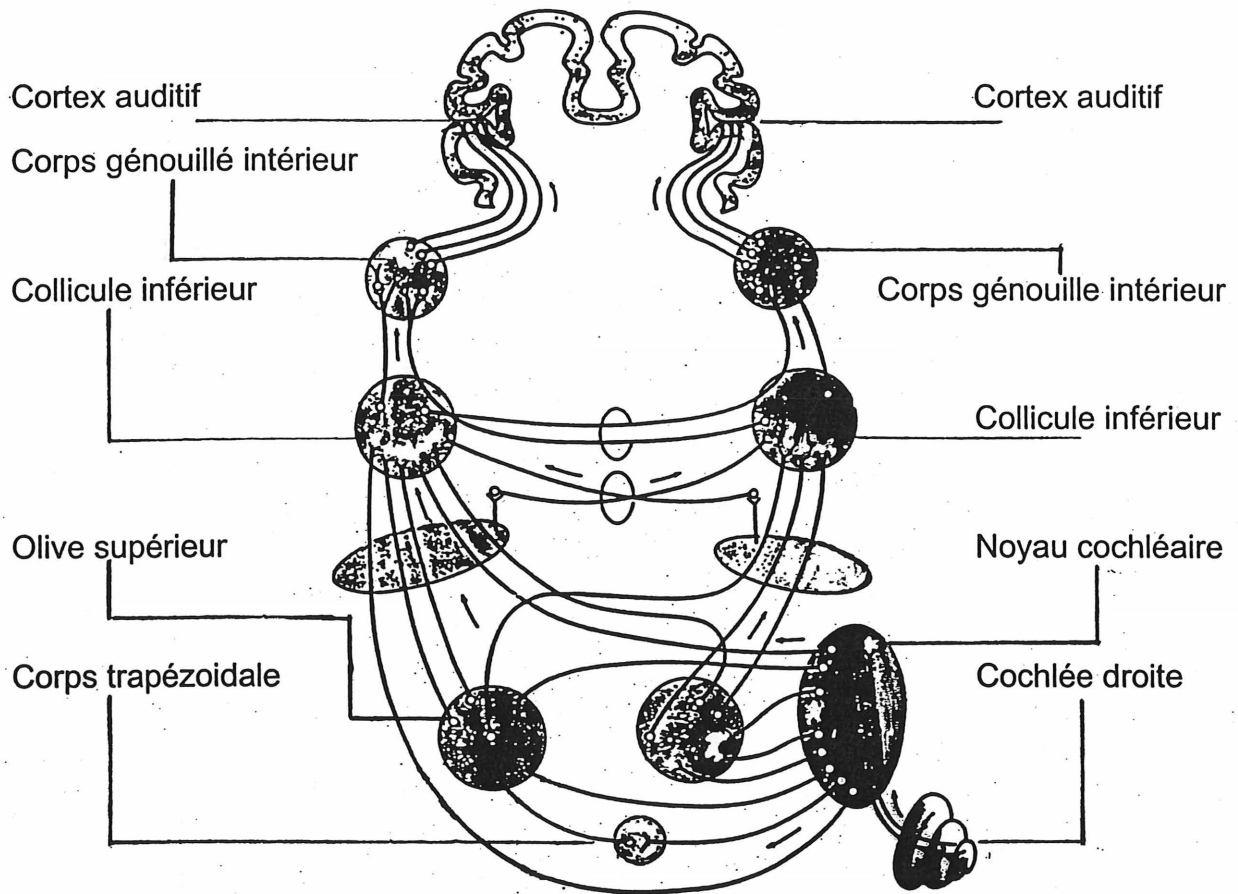


Figure 2.8 Les voies nerveuses du système auditif [101]

Plusieurs théories ont été développées pour expliquer comment l'influx nerveux est codé dans l'oreille interne afin de fournir différentes sortes d'informations auditives au cerveau. Il existe en effet trois théories. La première appelée la théorie de la place, est basée sur l'idée que différentes fréquences sonores excitent distinctement différents

neurones. En fait, la membrane basilaire est sensible aux différences fréquentielles de vibrations sonores. Elle subit une déformation maximale à une place spécifique à chaque fréquence comme illustré sur la figure 2.9. Les fréquences basses secouent la membrane à l'apex de la cochlée, tandis que les fréquences élevées le font à sa base, près de la fenêtre ovale. Cependant, cette théorie essaie d'expliquer la perception des ondes sonores entre 5 kHz et 20 kHz en établissant que les fréquences différentes stimulent les stéréociles à des lieux différents dans la cochlée. Elle a alors des difficultés à expliquer les tonalités inférieures à 5 kHz. Ces basses tonalités stimuleraient les stéréociles à travers l'organe de Corti en entier [53]. La deuxième théorie est la théorie fréquentielle. Elle est utile pour les sons entre 20 et 300 Hz, les tonalités les plus basses que l'humain puisse entendre. Cette théorie stipule que l'activité nerveuse est codée en terme de taux plutôt que de site ou du lieu où les neurones sont excités (allumés). Cette excitation s'effectue aux taux bien corrélés avec la fréquence du son. La troisième théorie émise par Volley [53] intervient pour les tonalités allant de 300 Hz à 5 KHz (fréquences intermédiaires), pour lesquelles plusieurs neurones transmettent l'influx nerveux en séquence de Volley. Elle stipule alors que la détection de la fréquence du son se fait selon le taux de stimulation correspondant à la période entre les potentiels d'action dans les nerfs. La corrélation avec les fréquences intermédiaires du son y est évidente.

2.4 La stimulation électrique de la cochlée

En vertu des théories de l'analyse fréquentielle cochléaire fréquentiel [12, 17, 54, 67, 69, 90], on constate que le choix du nombre d'électrodes de stimulation peut être

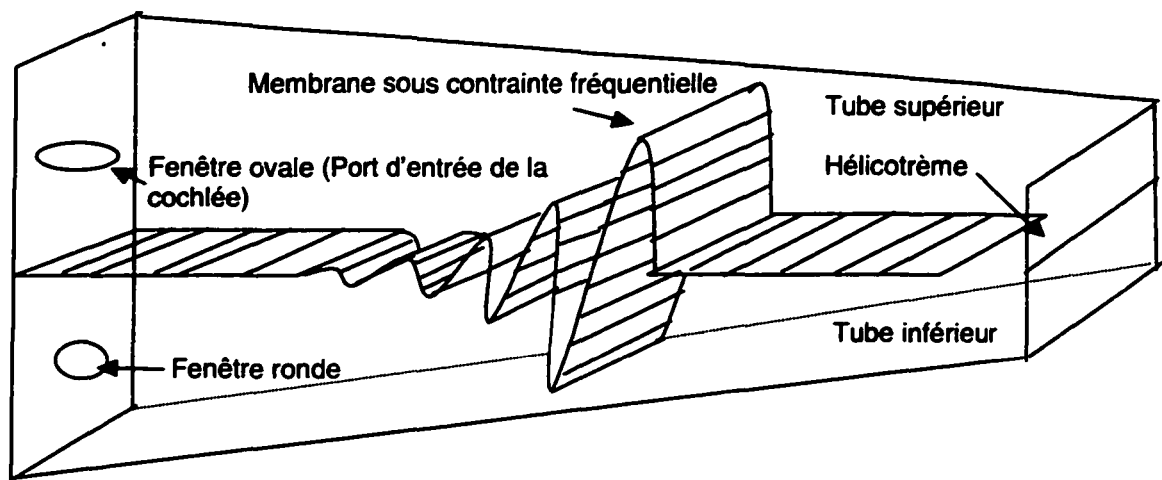


Figure 2.9 Configuration du tube cochléaire et la réponse de la membrane basilaire à l'assaut de l'onde sonore [1, 3, 7, 35, 100].

issu du codage. En effet, les résultats d'EVANS, [33] accusent une restriction de la stimulation électrique à la région de la bande critique équivalente à une distance de 1.2 cm le long de la cochlée. Les fréquences essentielles pour la perception de la parole sont dans la bande critique de 150 Hz à 3 kHz. D'un autre côté, on préfère préconcevoir l'établissement d'autant de canaux que les bandes critiques existantes des lieux de fréquences audibles couvrant l'oreille normale. Cependant, à cause des contraintes technologiques et de l'ignorance de la façon dont l'information acoustique est convertie en influx nerveux, le nombre d'électrodes nécessaires pour une compréhension maximale de la parole est encore inconnu. En fait, la stimulation électrique de la cochlée préconisée a lieu généralement au voisinage de l'organe de Corti. Cet organe présente des sites biologiques précis pour la stimulation du nerf cochléaire. Avec les méthodes chirurgicales actuelles et les technologies disponibles, il est impossible de placer les sites d'excitation en concordance avec le clavier biologique de la cochlée,

correspondant à environ 100 à 200 points dans l'oreille normale [17, 69]. De plus, il est chirurgicalement impossible de placer chaque site d'excitation en face d'une portion particulière du clavier cochléaire correspondant à la bande de fréquence dévouée à une électrode appropriée. Les spécialistes s'accordent alors sur la nécessité d'un réseau d'électrodes multiples, mais pas sur leur nombre. Par contre la majorité estime qu'un réseau à 16 électrodes devrait être suffisant. C'est pour cette raison que le Groupe de recherche de l'Université de Sherbrooke oeuvre pour concevoir une prothèse à 16 électrodes.

2.5 Considérations de l'interface électrode-milieu biologique

Lors de l'utilisation des stimulations électriques, deux effets sont mis en évidence. Il s'agit de l'effet dû à la stimulation électrique ou effet distant, et de l'effet d'interface ou effet de proximité dû à la présence d'un corps étranger et à son impact dans l'organisme.

2.5.1 Effets distants [79,80,90]

L'effet distant provient de la distribution des courants dans la cochlée. Le réseau d'électrodes, logé dans la rampe tympanique de volume 37.4 mm^3 , baigne dans le pérylimphe de résistance faible, de degré d'acidité pH 7.6, de viscosité d'environ 1.04 relative à H_2O à 27°C et dont la quantité de protéines requise varie entre 70 et 100 mg/100 ml. Il est cependant encadré par une paroi osseuse de résistance élevée [90]. La figure 2.10 montre cette distribution.

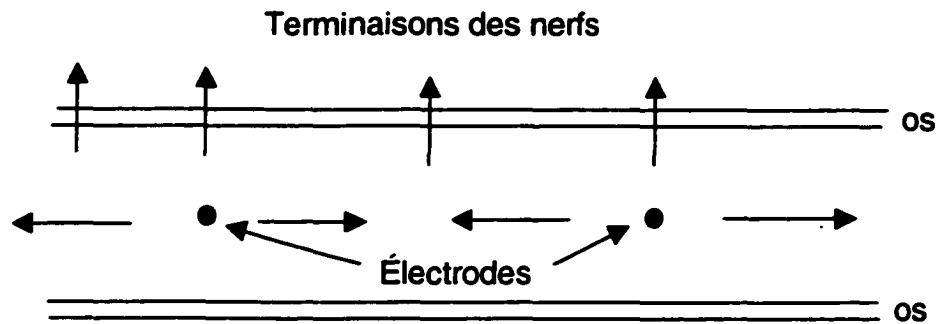


Figure 2.10 Position des électrodes et distribution de courant dans la cochlée [90]

Ainsi, les modèles du courant dû à la stimulation d'une électrode vue du côté des nerfs au delà de l'os sont très variés et paraissent surtout comme fonction de la résistivité variable de l'os plutôt que du lieu des sites de stimulation des électrodes. D'après PARKINS et COLOMBO [51], il n'y a pas, statistiquement, de différence entre les signaux carrés et sinusoïdaux pour une stimulation à charge égale par phase. Les modèles de stimulation varient selon les patients à cause de l'emplacement des électrodes et du nombre de cellules ciliées excitables qui diffèrent. Par contre, les courants livrés par les électrodes intracochléaires alternent en phase et varient en amplitude. L'idéal est d'exploiter l'interaction entre phase et amplitude des densités de courants dans la cochlée, de manière à générer la distribution du potentiel focalisée le long de l'organe de Corti. Ceci permet de créer un champ électrique focalisé autour des électrodes, afin de stimuler un groupe spécifique de cellules nerveuses. En considérant que la source de courant d'excitation est une source ponctuelle, le champ électrique induit est exprimé, d'après MEIR *et al.*[45] par la relation suivante :

$$\phi_i = -I (r_p / a^2)^n / 4 \pi^2 \rho_p n, \quad n \neq 0 \quad (2.1)$$

$$\text{avec } r_p = \rho \cos\theta, \quad (2.2)$$

i : interne
 ρ_p : $0.1 \Omega^{-1} \text{m}^{-1}$: Conductivité tangentielle du faisceau nerveux
 ϕ_i : Champ électrique induit
r : Distance entre l'axe du cylindre et l'électrode [μm]
 r_p : Composante tangentielle du rayon
a : Rayon du faisceau nerveux ($250 \mu\text{m}$)
I : Courant de stimulation ($400 \mu\text{A}$)
n : nombre de noeuds de ranvier

2.5.2. Effets de proximité [17, 69, 54, 79, 80, 81, 82]

Ces effets sont signifiés par les considérations électrochimiques d'une part et les considérations électriques d'autre part. Les considérations électrochimiques sont analysées à l'interface électrode-tissu organique vivant. CLARK *et al.* [19, 20, 21, 22] considèrent que la compréhension des procédures physico-chimiques est importante, car la stimulation à long terme et/ou à densité de courant élevée peut conduire à l'électrolyse. Elle produirait ainsi des substances toxiques et conduirait à la perte du métal conducteur de la surface active de l'électrode. HOCHMAIR *et al.*[54] observent aussi que, pendant le fonctionnement normal, le courant passe à travers des fibres nerveuses auditives en tant que résultat de la charge de stimulation de la capacitance à double couche à l'interface organique vivant. AGNEW *et al.* [100] stipulent qu'une variété de mécanismes pourrait occasionner le dommage par stimulation électrique. Les contraintes telles que la taille de l'électrode et la demande de l'intensité pour atteindre la perception de la parole entraînent que le niveau de la densité de courant à fournir conduit à l'électrolyse. Ils fixent ainsi les marges limites pour la capacitance double couche entre 10 et $20 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ (surface réelle de l'électrode) et la quantité de charge à

fournir par électrode en métal et par chargement de la capacitance à double couche, à $20 \mu\text{C}/\text{cm}^2$. En cas d'utilisation de tantale conducteur, l'oxyde d'isolation devra supporter 5 à 10 fois la quantité de charge à fournir par cm^2 (5 à 10 fois $20 \mu\text{C}/\text{cm}^2$). Cependant, le guide de principe électrochimique, pour la sélection de protocoles et des matériaux d'électrodes, demeure la réversibilité chimique d'après AGNEW [100].

Pour un matériau d'électrode donné, il y a une limite de charge qui peut être fournie dans la direction soit cathodique ou anodique avec le processus de la surface réversible. Cette charge par impulsion est la limite de la charge fournie réversible (exprimée en densité de charge). Dans le but d'assurer la réversibilité chimique, le courant doit être inversé avant d'atteindre la charge limite [12]. Les facteurs principaux qui déterminent la charge limite réversible à fournir, sont les mêmes que ceux contraignant la capacitance à double couche. La méthode de réduction établie par BRUMMER [11] conduit à la réduction de ces effets. Il s'agit d'utiliser des ondes de signaux biphasés dont la première phase est négative par rapport à la masse plutôt que positive. L'usage du platine dans l'étude de BLACK [22] confirme que l'électrolyse et la perte du métal sont amoindries de cette façon. Cette observation des pertes de matière à la surface conduit à la prédiction de la durée de vie de l'électrode. BLACK [22], utilisant la technique de spectrophotométrie pour détecter le Pt, montre qu'un stimulus continu de 1 kHz et de densité de courant de $2 \text{ mA}/\text{mm}^2$ produit une perte de Pt de 20 ngr/jour. Il conclut donc que l'usage continu au maximum de densité de courant pour une moyenne de 10 H/jour implique une durée de vie de 90 ans pour les électrodes en Pt à fil coaxial, et que 50 % de matières est perdue avec une durée de vie de 10 ans pour les réseaux d'électrodes à couche mince. En effet, selon BRUMMER et al. [11], les

études sur les réactions à l'interface Pt-saline ou Pt-HClO₄ (acide perchlorique) annoncent que quelque soit la phase du stimulus appliqué, les réactions chimiques prennent naissance et un potentiel E se développe d'une manière croissante et dépasse le potentiel élevé d'équilibre réversible de l'électrode. La différence de potentiel mesurée est E-E_{rev}, c'est la surtension qui exprime les procédures électrochimiques qui apparaissent à l'interface et qui sont :

le chargement à double couche :



l'oxydation de la surface :



le placage de l'atome d'H :



La courbe de la figure 2.11 montre une impulsion biphasée appliquée, dont résultent quatre procédures électrochimiques qui, de 0.5 V à 2.5 V, est similaire à l'injection de la charge du métal dans le fluide. C'est le cycle anodique. La plage de 0.5 à -0.5 V correspond à la polarisation inverse des ions du fluide vers le métal. C'est le soutirage pendant le cycle cathodique.

WHITE et *al.* [96, 97, 98, 99] se fixent une charge d'au plus 100 $\mu\text{C/ph/cm}^2$ pour le dommage du tissu à long terme. Cette charge est libérée moyennant une tension comprise entre 2.5 V et 3.5 V selon la composition du tissu-fluide et la géométrie de l'électrode. En ce qui concerne les caractéristiques électriques, l'idéal est d'obtenir une

interface électrode-tissu purement capacitive, de telle sorte que le courant ne passe pas à travers l'interface, mais plutôt qu'il exerce la charge et la décharge simplement, sans qu'aucune réaction chimique n'ait lieu.

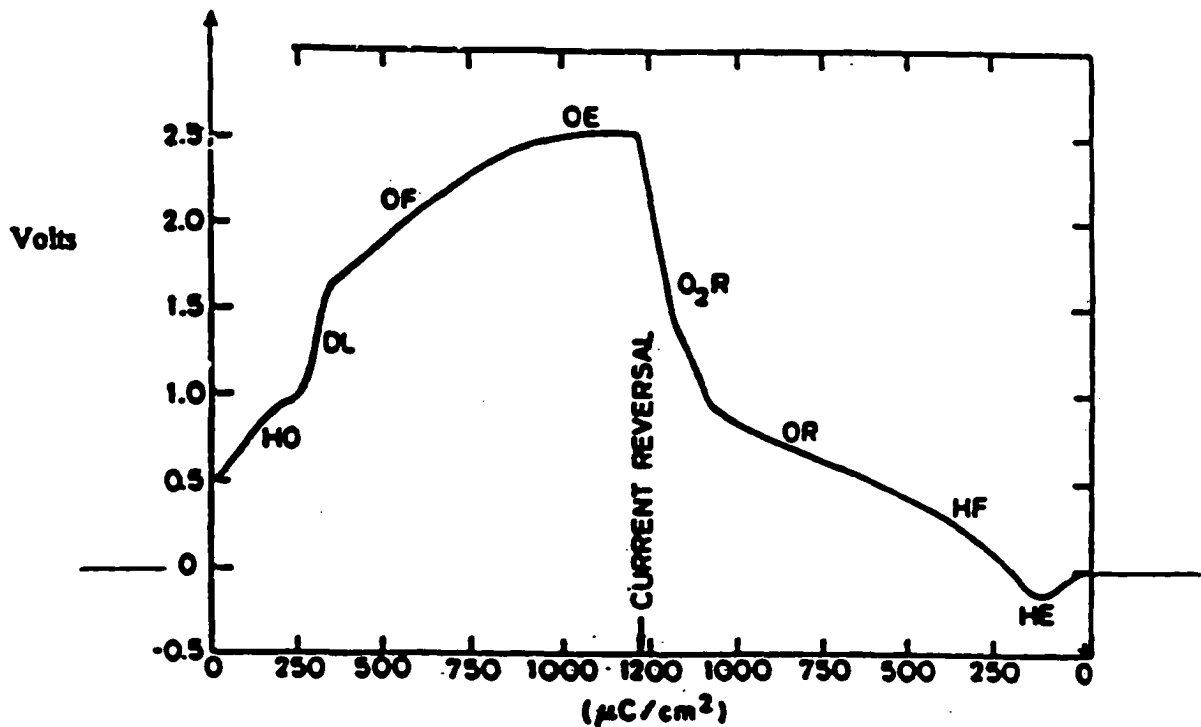


Figure 2.11 Courbe de mobilisation alternée des charges à l'interface platine-tissu sous l'effet de l'impulsion biphasée [11].

CLARK, et al [19, 20, 22] établissent les paramètres de stimulus électrique pour atteindre la marge d'excitabilité des nerfs auditifs. Ils rapportent que c'est le courant retourné dans le tissu qui génère le potentiel d'action, ce qui implique l'image de source de courant. D'après leurs expériences, la marge de sélection de courant de stimulation

est de 0 à 1 mA pour la rampe tympanique. Ils soulignent l'usage de courant biphasé dont la largeur d'impulsion est comprise entre 0.1 et 1.0 ms par impulsion.

AGNEW [100] suggère l'établissement de la caractéristique courant-tension de l'interface solution-platine. Il stipule que la constante $RC = \tau$ de cette interface est chimiquement et électrochimiquement dépendante de la densité de courant, de la fréquence, et du potentiel se développant à travers l'interface. Le processus chimique réversible des électrodes en Pt pourrait fournir 300 à 350 $\mu\text{C}/\text{cm}^2$ de la surface réelle, limite théorique maximale de la charge injectable. La durée de l'impulsion est de 0.6 ms, pendant laquelle trois processus sont notés à l'interface électrode-tissu. La densité de courant correspondant est de 450 mA/cm^2 de la surface réelle. Il s'agit de l'oxydation et du revêtement d'atome d'hydrogène, de la réaction d'oxydo-réduction, et de l'existence de la couche double de chargement.

CLARK, [22] donne l'analyse et la détermination de la surface réelle de stimulation électrique sécurisante en utilisant la solution saline. La charge de 100 nC biphasée devrait être fournie seulement par double couche de chargement et le processus de surface réversible. Il rappelle l'électrolyse de l'eau conduisant à la formation des bulles gazeuses (à éviter). Il établit des limites de l'inexistence de gaz pour le platine pure à $300 \pm 20 \mu\text{C}/\text{cm}^2$ réel/impulsion pour un courant en avance de phase (de l'ordre de 50 à 450 mA/cm^2) et à $350 \pm 50 \mu\text{C}/\text{cm}^2$ réel/impulsion pour la même plage de densité de courant mais en retard de phase. La charge correspondante étant de 900 nC/impulsion pour les contacts Pt-10 %Ir, il indique que la solubilité du Pt est considérablement réduite dans un électrolyte contenant des protéines.[22].

HOCHMAIR et al. [54] soulignent que, dans leurs expériences, pour un taux d'impulsion du stimuli de 2 kHz, de largeur d'impulsion et d'intensité de codage variant entre 0.1 à 0.3 ms, la tension maximale possible est comprise entre 3 V et 4 V. Ceci détermine la charge maximale par impulsion, nécessaire pour optimiser la surface active de stimulation. Le compromis longue impulsion-faible tension et réciproquement, courte impulsion-forte tension, est à mettre en jeu.

2.6 Conclusion

Après avoir introduit les concepts neurophysiologiques du système auditif, ce chapitre a été axé sur deux effets d'impact du réseau d'électrodes dans l'organisme. Il s'agit des effets distants et des effets de proximité. On essaie de les démontrer en évoquant les caractéristiques de l'environnement organique qui est appelé à abriter le réseau d'électrodes, sa composition et son comportement avec ou sans électrodes de stimulation. En se référant à la charge limite acceptable pour la plage de courant admissible conformément aux dimensions de l'électrode, on s'astreint à notre cas actuel. Chaque surface active d'une électrode de stimulation couvre une micro-surface de $400\ \mu\text{m} \times 500\ \mu\text{m}$ ($.02 \times 10^{-4}\ \text{cm}^2$). Elle est en platine et, elle va donc libérer une charge de $0.6\ \mu\text{C}/\text{phase}$. En tenant compte du coefficient de rugosité de la surface (1.5 fois l'aire de la surface active), soit 300 fois le seuil de perception dans le nerf auditif et 100 fois la tension nécessaire pour produire le volume de son inconfortable, cette charge sera inférieure à $300\ \mu\text{C}/\text{cm}^2/\text{ph}$.

CHAPITRE 3

3. ÉTUDE ET CONCEPTION DU RÉSEAU D'ÉLECTRODES MINIATURES

Les réseaux d'électrodes utilisées par les différents systèmes de prothèse cochléaire qu'on trouve sur la scène scientifique sont conçus et produits d'une façon manuelle et artisanale. Ceci a pour conséquence d'engendrer des temps et des coûts de production élevés. La technique proposée ici vise à introduire les méthodes modernes de déposition de matériaux afin de réduire ces coûts et établir une procédure de fabrication plus simple et plus standard. Une attention particulière a été accordée aux choix des matériaux, pour atteindre ces objectifs et pour minimiser le nombre des matériaux utilisés en utilisant leurs dérivés chimiques. En même temps, le succès d'un tel concept pourrait amener à minimiser les composantes électroniques du système en intégrant éventuellement les capacités de sortie à même le réseau d'électrodes.

3.1 Considérations anatomiques

En général, les caractéristiques des électrodes doivent répondre aux critères mécaniques, électrochimiques et électriques de l'application visée ou du lieu où elles sont utilisées. Ceci inclut les considérations liées à leur manipulation, leur positionnement, leurs interactions avec le milieu avec lequel elles seront en contact et leurs capacités à accomplir la fonction pour laquelle elles sont utilisées. Dans notre cas, il s'agit de développer et de concevoir un réseau à 16 électrodes dédié à une prothèse

cochléaire. Ce réseau sera intracochléaire. C'est à dire il devrait être inséré dans la cochlée à travers la fenêtre ronde et couvrir le maximum de la longueur de la rampe tympanique conformément à la topologie interne de la cochlée. La figure 3.1 indique les dimensions de la membrane basilaire et des rampes tympanique et vestibulaire.

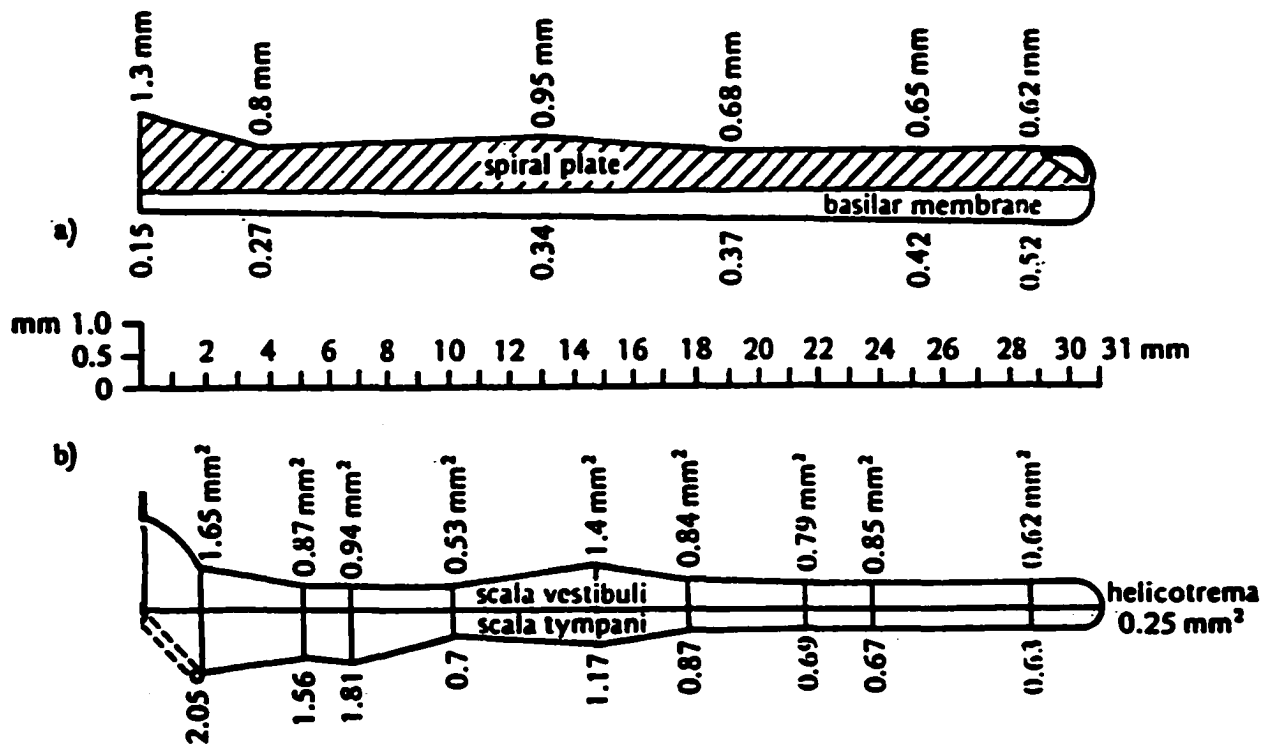


Figure 3.1 Dimensions de la cochlée déroulée (a) membrane basilaire (b) rampes tympanique et vestibulaire [101].

3.2 Sélection des matériaux de fabrication

Le choix des matériaux qui seront utilisés pour la fabrication du réseau d'électrodes faisant l'objet de ce travail repose sur les critères déjà énoncés pour atteindre les caractéristiques voulues. Il est évident que les constituants de ce réseau

seront choisis parmi les matériaux nobles ayant prouvé leur biocompatibilité pour assurer leur côté sécuritaire, et leur résistance au liquide biologique pour atteindre une durée de vie appréciable dans les conditions normales d'utilisation. Ces matériaux doivent aussi avoir les propriétés mécaniques permettant de manipuler et de positionner le réseau résultant aisément par les chirurgiens et doivent être dotés de propriétés électriques adéquates pour livrer le stimulus selon les normes établies. Dans ce qui suit, on énumérera les matériaux sur lesquels notre choix a été fixé en spécifiant leurs propriétés physiques propres. Les autres considérations conceptuelles du réseau lui conférant les caractéristiques et les propriétés globales recherchées seront décrites tout au long du reste du chapitre

3.2.1 Matériau du site de stimulation (Pt) : platine

C'est un métal biocompatible, inerte, malléable et ductile. Son poids et son nombre atomiques sont respectivement de 195.09 g/mole et 78. Il se rencontre à l'état naturel sous forme d'alliage de petites quantités d'iridium (Ir, de poids et nombre atomiques 192.22 g/mole et 77), osmium, palladium, ruthenium et rhodium (tous étant du même groupe de métaux) Il est résistant à la corrosion et accuse une très faible solubilité temporelle due à l'électrolyse. Il est soluble dans les acides hydrochloriques et nitriques, mais il est dissoluble lorsqu'il est mélangé à l'aqua régale, formant ainsi l'acide chloroplatinic (H_2PtCl_6). Il a une bonne conductivité et sa résistance à la ternissure lui permet de maintenir sa résistance de contact sur une large plage de variation des conditions atmosphériques et de températures.

3.2.2 Matériau du substrat (Ta) : tantale

Il a des propriétés chimiques remarquables. Il résiste aux acides sulfuriques, chlorhydrique et nitrique et à l'eau régale. Il ne se dissout que dans l'acide fluorhydrique et l'acide azotique (l'emploi de celles-ci est déconseillé dans le cas où la biocompatibilité est à considérer). Le tantale est utilisé comme réducteur de carbone dans la préparation des aciers à matrices pour abrasifs. Dans la composition des alliages avec d'autres métaux et plus particulièrement dans la formation des aciers durs, le tantale s'empare de tout le carbone jusqu'à ce que l'alliage ne soit que du carbone de tantale noyé dans de la ferrite. La dureté est alors très grande, mais l'alliage manque de ténacité. Son poids et son nombre atomiques sont respectivement 180.9479 g/mole et 73.

Dans ce projet, le substrat sera constitué de tantale en feuille. Son oxyde, le Ta_2O_5 , est un très bon isolant qui permettra d'isoler les électrodes les unes des autres et assurera en même temps son autoprotection.

L'utilisation du tantale en feuille de très faible épaisseur conduit à une analyse du comportement physique et mécanique par rapport à son état industriel ordinaire. Le tableau 3.1 donne ses propriétés physiques.

L'analyse microstructurale et texturale d'une feuille de tantale permet d'évaluer les effets (stress) de la taille du grain après la déformation par rapport aux effets du grain moyen dont le diamètre est de 23 μm [103, 73, 74]. La feuille de tantale qui sera utilisée dans notre cas, est obtenue à partir d'un échantillon de tantale solide soumis à

Tableau 3.1 Propriétés physiques du tantale [74]

| DESIGNATION | SYMBOLE | TEMPERATURE | UNITE | VALEUR |
|---|----------|-------------|-----------------------|------------|
| Résistivité | ρ | 20 °C | $\mu\Omega\text{-cm}$ | 13.50 |
| Coefficient de dilatation | α | 0 – 100 °C | E-6/K | 6.50 |
| Densité | δ | 20 °C | G/cm ³ | 16.60 |
| Résistance à la traction pour $\varnothing = 1\text{ mm}$ | Ft | - | Kg/mm ² | 150 à 190 |
| Résistance à la compression pour $\varnothing = 1\text{ mm}$ | Fp | - | Kg/mm ² | -150 à 190 |
| Coefficient de température de la résistivité | a | - | ppm/k | 3500 |
| Température de fusion | Tf | - | ° C | 2980 |
| Chaleur spécifique | Cm | - | J/kg.K | 142 |
| Conductivité thermique | γ | 0 – 100 °C | W/m – k | 57.55 |

une compression. Il a été prouvé que le comportement mécanique d'une telle feuille est influencé par les effets des gradients microstructuraux et texturaux.[103]. Les gradients microstructuraux provoquent les variations de la taille du grain et les gradients texturaux sont la cause primaire de la déformation de la matière et de l'étranglement à la surface de l'échantillon soumis à la compression.

L'effet de la taille de grain montre que la modélisation du stress apporté par les grains peut être exprimée par l'équation de HALL-PETCH [103] comme suit :

$$s_y = s_i + k_y d^{1/2} \quad (3.1)$$

avec s_y : le stress potentiel
 s_i : les constantes du matériau
 $k_y = 3.23\text{ Mpa}$, pour le tantale
 d : le diamètre moyen du grain.

Dans le cas où $d = 100 \mu\text{m}$ (le plus large grain), $s_y = 11 \text{ Mpa}$, et dans le cas où $d = 23 \mu\text{m}$ (grain moyen), $s_y \approx 0$. Ceci indique que l'effet de la taille du grain sur le comportement plastique non uniforme de la feuille de tantale est insignifiant [103].

L'évolution de la texture est notifiée par la comparaison entre les situations avant et après la déformation. Cependant, avant la déformation, les grains proches du plan neutre (médian) de la feuille se situent dans le plan $\{111\}$ parallèles à la surface de la plaque ou feuille. Les grains proches de la surface de la feuille se trouvent dans les plans $\{100\}$ parallèles à la surface de la feuille. Les figures 3.2 et 3.3 illustrent les résultats d'une simulation relative aux plans. Après la déformation, les grains proches du centre de la feuille se retrouvent localisés dans les plans $\{111\}$, et une légère tendance s'oriente vers les plans $\{100\}$ alignés à la surface de la feuille.

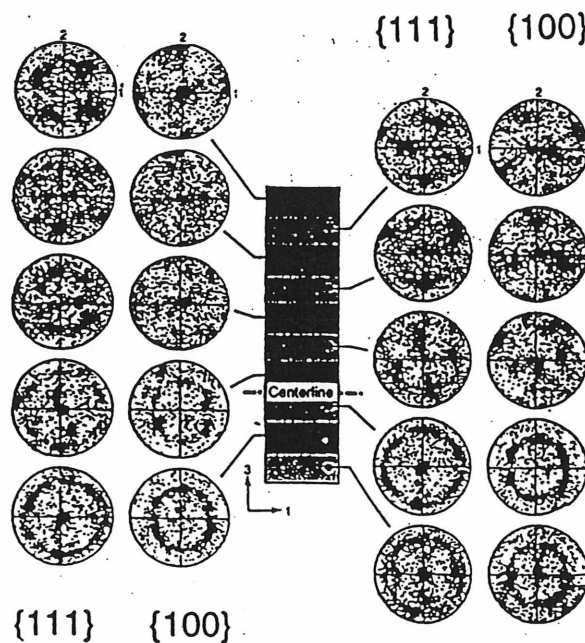


Figure 3.2 Plans $\{100\}$ parallèles à la surface de la feuille de tantale d'après l'évolution de la texture [74, 102]

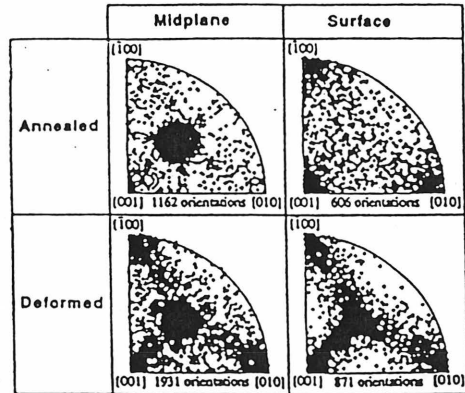


Figure 3.3 Présentation des grains de la texture de la feuille de tantale d'après l'évolution dans le plans $\{111\}$ et $\{100\}$ après la déformation [74, 103]

La formation d'un étranglement de la section transversale d'une feuille provenant d'un échantillon soumis à une compression peut être caractérisée par le rapport suivant [103]:

$$A_m / A_s = e_m - e_s \quad , \quad (3.2)$$

Avec A_m : l'aire de la section de la feuille dans le plan médian (neutre) de l'échantillon après déformation;

A_s : l'aire de la section de la feuille (à partir de la surface);

e_m : contrainte apposée à un hypothétique échantillon à sa texture à mi-plan;

e_s : contrainte à un échantillon hypothétique à sa texture superficielle.

3.2.3 Matériau d'isolation (PTFE ou FFP) : téflon [89]

Le téflon est un polytétrafluéthylène (PTFE). Sa formule organique est donnée à la figure 3.4.

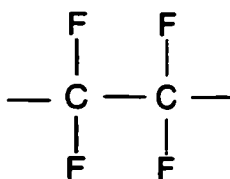


Figure 3.4 Formule organique du téflon

Sur le marché industriel, il se présente sous trois états : solide, liquide et gazeux. Les états solides (pastille ou poudre) seront utilisés comme cibles dans la déposition sous vide. L'état vapeur, par atomiseur, peut être utilisé pour les essais, mais l'uniformité de l'état de la surface à obtenir est douteuse. L'utilisation du téflon permet de renforcer l'isolation des électrodes les unes des autres, d'affecter le comportement capacitif et de palier au déficit résistif lorsqu'on augmente la tension d'opération. Le tableau 3.2 indique certaines de ses caractéristiques [3, 29, 65, 80, 89].

3.2.4 Matériau de garniture du réseau : silastic [29, 42, 89]

Le silastic est un polydiméthyle siloxane («*silicone rubber*») dont la formule organique est donnée à la figure 3.5. Comme le téflon, le silastic ne souffre pas de changement draconien dans ses propriétés mécaniques et est souvent utilisé dans le domaine biomédical [83, 42, 31, 42]. Il sert d'enveloppe du réseau d'électrodes et facilite l'insertion par glissement sans endommager les parois de la rampe tympanique ou autre lieu organique similaire.

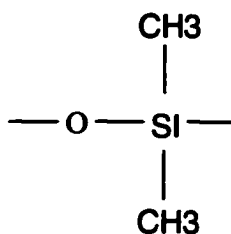


Figure 3.5 Formule organique du silastic

Tableau 3.2 Caractéristiques du téflon et du silastic

| DÉSIGNATION | TÉFLON | | SILASTIC |
|--------------------------------------|--------|--------|----------|
| | PTFE | FFP | |
| Constante diélectrique à 1 kHz | 2.0 | 2.0 | 3.0 |
| Coefficient de dilatation 0 – 100 °C | 3E5 | 3E5 | - |
| Densité [gr/cm³] | 2.10 | 2.15 | 1.12 |
| Résistance à la traction UTS[PSI] | 4200 | 3000 | 700 |
| Flexibilité | 1000X | 1000 X | infini |
| Résistance volumique | E5 | E17 | 2E15 |
| Température de décomposition [°c] | 260 | 260 | 250 |
| Facteur de dissipation à 1 kHz | 0.0002 | 0.0002 | 0.001 |
| Élongation [%] | 400 | 300 | 420 |

3.3 Architecture du réseau d'électrodes

3.3.1 Présentation architecturale

La méthode retenue pour la réalisation des électrodes est basée sur l'architecture illustrée à la figure 3.6. Elle présente une structure définie par la juxtaposition des lamelles isolées entre elles telles que montrées à la figure 3.7. Il est à noter que cette structure en escalier est aménagée sur une longueur allant de 10 à 25 mm.

Le site se présente sous forme cylindrique, dont la superposition Pt-Ir-Pt-Ta (Platine-Iridium, Platine, Tantale, a un diamètre inférieur à 400 µm. Le conducteur au

tantale est revêtu de part et d'autre par le téflon et le Ta_2O_5 . L'enveloppe globale du réseau est assurée au moyen du silastic.

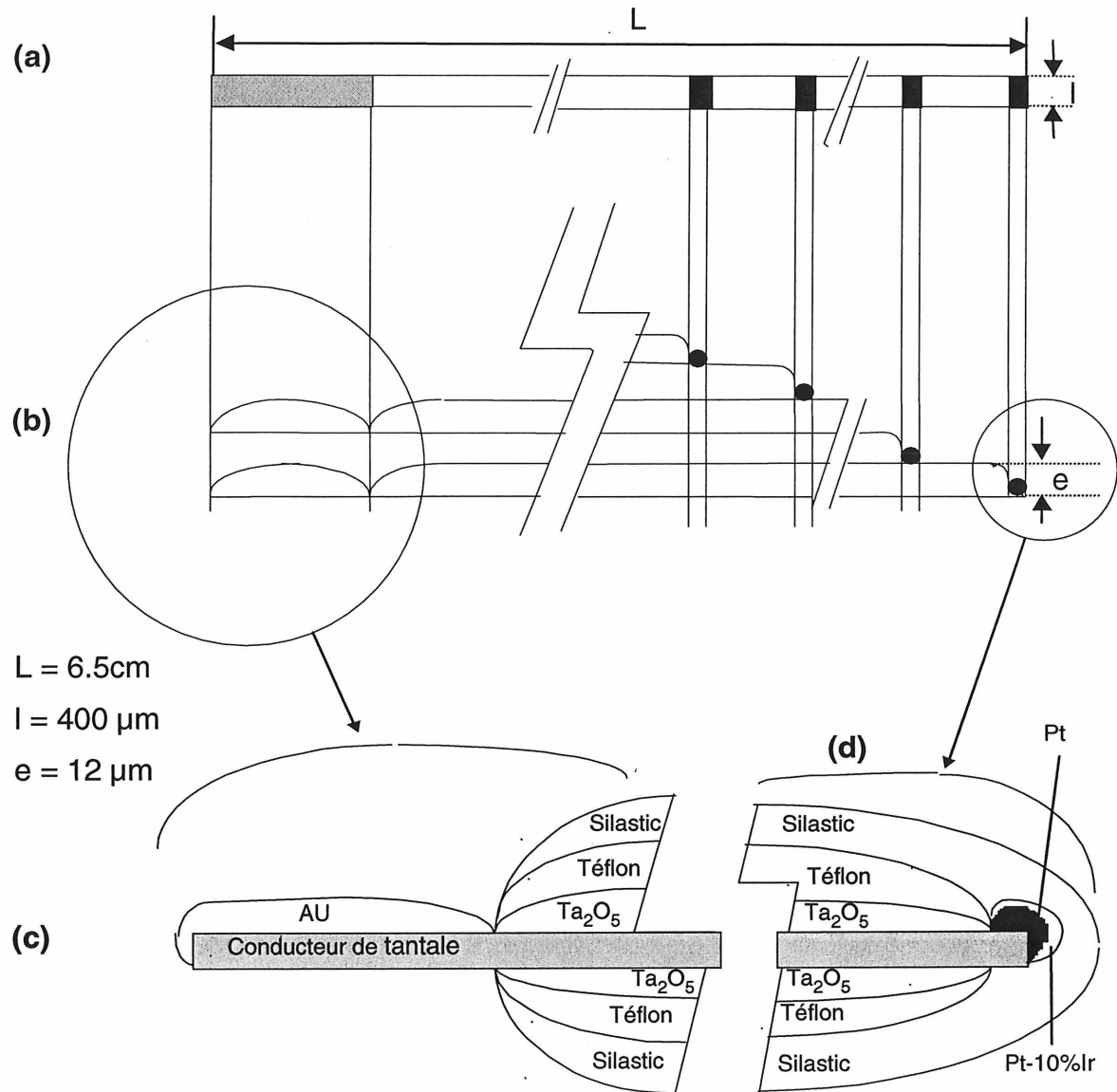


Figure 3.6 Architecture du réseau d'électrodes. (a) Vue de dessus de la structure du réseau d'électrode (b) Vue de profil de la structure en sandwich (c) Revêtement de la lamelle de tantale, côté connecteur (d) Revêtement de la lamelle de tantale, côté site de stimulation

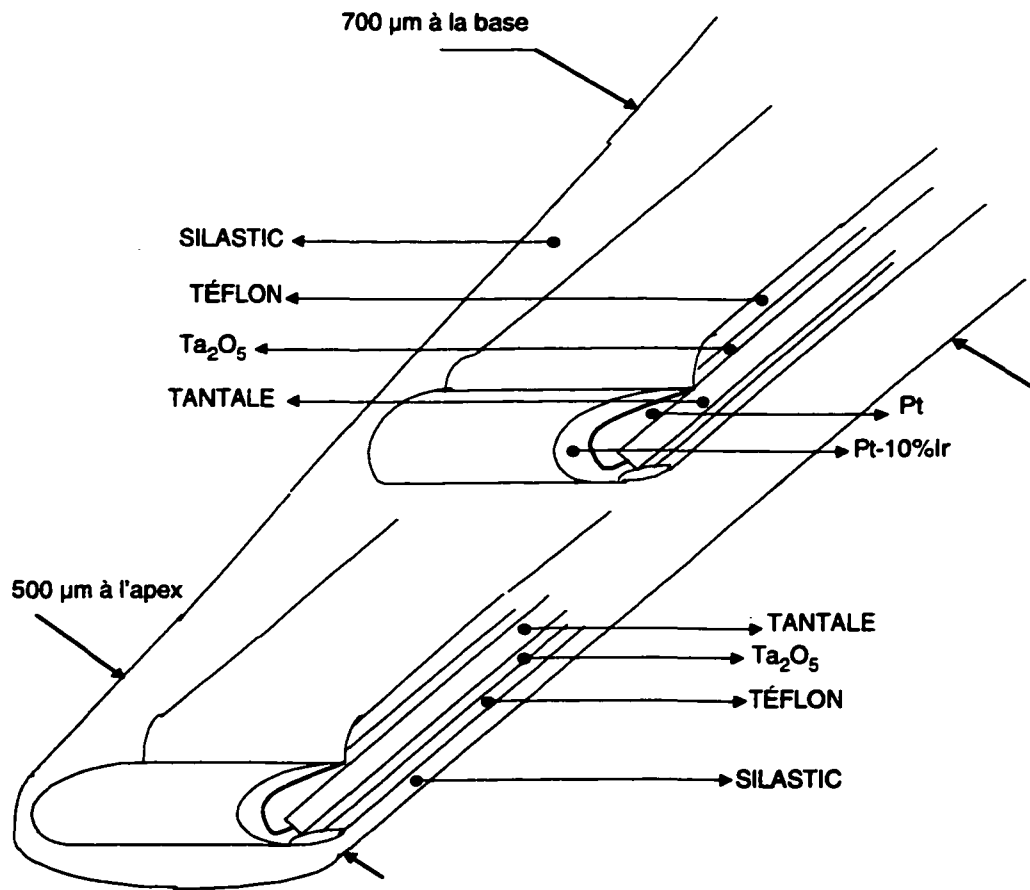


Figure 3.7 Structure en escalier du réseau d'électrodes et revêtement des sites de stimulation.

Le problème de délamination étant crucial, et du fait de la faible épaisseur d'une lamelle (inférieure à 125 µm) [3], la théorie de laminage a été appliquée pour développer les procédures d'évaluation des stress et les déformations encourues par les lamelles dont les dimensions sont $L=6.5$ cm; $l=0.4$ mm et $e=2.5$ à 25 µm [3, 73].

L'analyse des plaques minces isotropiques est une méthode ancienne dans laquelle la charge qui s'exerce au plan de la lamelle est traitée séparément de celle qui la fait plier. La charge dans le plan est décrite par la théorie de stress élastique, tandis que celle qui la fait plier est analysée par la théorie classique de pliage de plaques.

Cette séparation est possible parce que les deux charges s'exercent distinctement désaccouplées sur la lamelle. Le résultat est exprimé par superposition.

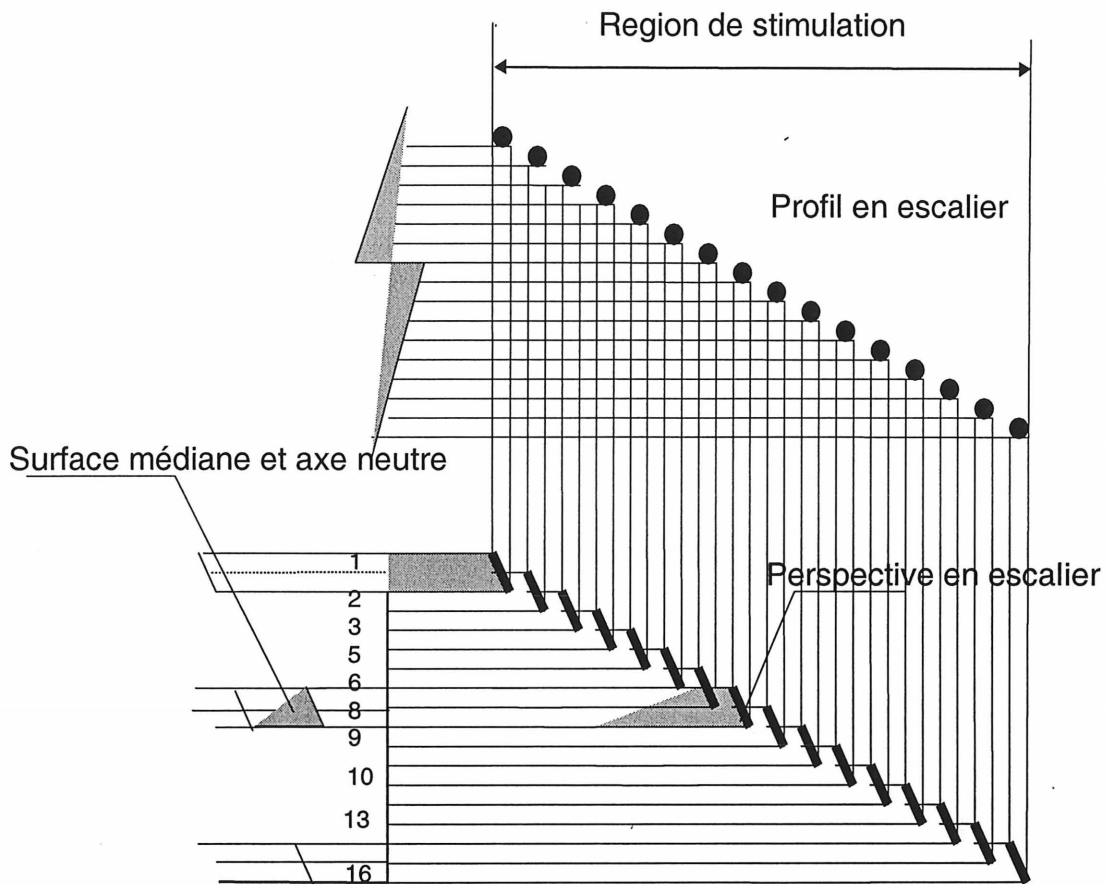


Figure 3.8 Analyse de la structure du système laminé induite par l'empilement des lamelles

C'est seulement pour les séquences d'empilement symétrique des lamelles que le désaccouplement survient. Par conséquent, la théorie de lamination sera développée d'une façon générale et ensuite par des restrictions selon les cas [3,73] (iso d'une part, aniso de l'autre). Dans le cas de laminage anisotrope, les charges s'exercent d'une façon appariée et doivent être traitées ensemble.

3.3.2 Analyse du système laminé du réseau d'électrodes

Le système de lamination (empilement des lamelles par superposition) est l'une des formes géométriques les plus utiles des matériaux composites. Les couches peuvent être de même nature ou de nature différente. Les lamelles se présentent chacune comme une région dont les grains ont une orientation consistante. L'empilement des lamelles peut être décrit avec précision par des composites constitués des couches de même matériau ayant les mêmes épaisseurs [3], comme l'exemple de la figure 3.8. Ces couches représentent ainsi les orientations des grains de lamelles à partir du haut (lamelle du dessus) vers le bas (lamelle du bas). En considérant que le réseau d'électrodes est analogue à une plaque composée de lamelles superposées, les hypothèses empiriques de la théorie de plaques minces stipulent que

1. L'épaisseur de la plaque soit inférieure aux autres dimensions. C'est à dire $e < l < L$ (dans notre cas $2.5 \mu\text{m} \leq e \leq 12 \mu\text{m} < l < L$ avec, $l = 400 \mu\text{m}$ et $L = 6500 \mu\text{m}$;
2. Les contraintes sur les lamelles déformées doivent être inférieures à celles sur le réseau tout entier;
3. La normale à la surface d'une lamelle non déformée se trouve normale à celle d'une lamelle déformée ;
4. La déflexion verticale ne doit pas changer à travers l'épaisseur.

Par conséquent, dans la structure en sandwich adoptée pour le réseau d'électrodes, le champ de déplacement des lamelles serait tangentiel. Les valeurs des dimensions adoptées pour le réseau sans silastic sont réunies dans le tableau 3.3.

Tableau 3.3 Dimensions du réseau d'électrodes sans silastic

| DÉSIGNATION | ÉPAISSEUR D'UNE COUCHE [μm] | ÉPAISSEUR PAR CONDUCT. [μm] | ÉPAISSEUR PAR PLAQUE [μm] |
|--|-----------------------------|-----------------------------|---------------------------|
| Ta ₂ O ₅ | 2.5 | 5.0 | 80 |
| Téflon | 5.0 | 10 | 160 |
| Tantale | 7.5 | 7.5 | 120 |
| Épaisseur totale de la plaque, côté base | — | — | 360 |

Selon les hypothèses mentionnées ci-dessus les déplacements tangentiels du mi-plan du réseau seront les résultats des taux de contraintes établie par :

$$\varepsilon_{yy} = \delta U_y / \delta_y \quad (3.3)$$

$$\varepsilon_{xx} = \delta U_x / \delta_x \quad (3.4)$$

$$\varepsilon_{xy} = 1 / 2 (\delta U_x / \delta_y + \delta U_y / \delta_x) \quad (3.5)$$

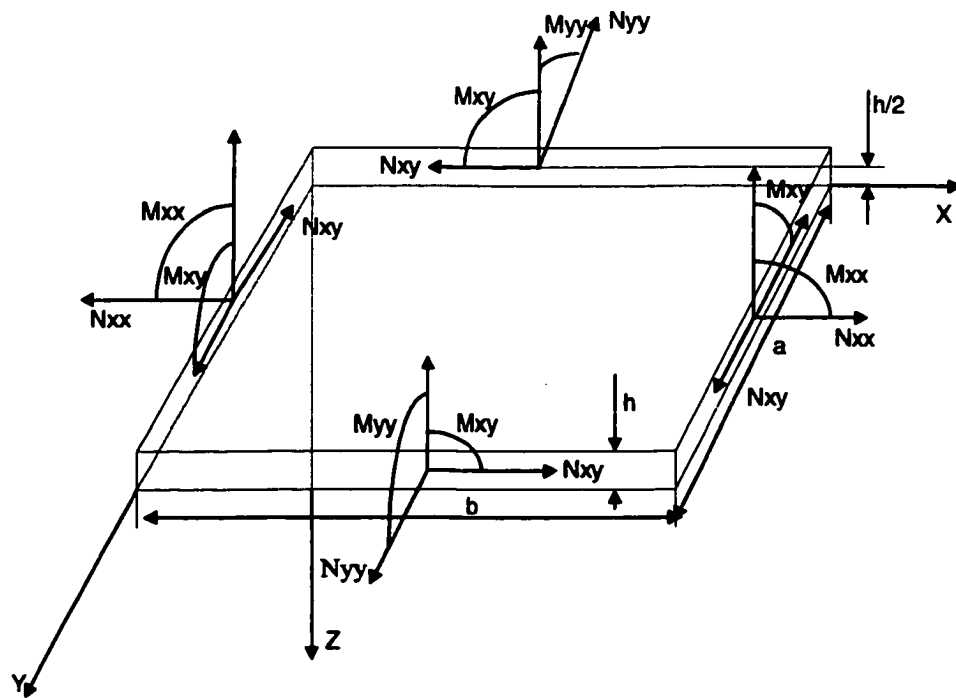
où ε_{yy} : Taux de la contrainte de déplacement restreint dans la direction y
 U_y : Fonction de la contrainte ε_{yy}
 δU_y : Variation de la contrainte ε_{yy} (ou partielle de ε_{xy} , ε_{xy} (y) restreinte à x
 δ_y : Variation au point y auquel la fonction U_y est restreinte
 ε_{xx} : Taux de la contrainte de déplacement restreint dans la direction x
 U_x : Fonction de la contrainte ε_{xx}
 δU_x : Variation de la contrainte ε_{xx} (ou partielle de ε_{xy} , ε_{xy} (x) restreinte à y
 δ_x : Variation au point x auquel la fonction U_x est restreinte
 ε_{xy} : Taux de variation de la contrainte à mi-plan xy
 $\delta U_x / \delta_y$: Variation partielle de ε_{xy} ou $\varepsilon_{xy}(x)$ restreinte dans la direction y
 $\delta U_y / \delta_x$: Variation partielle de ε_{xy} ou $\varepsilon_{xy}(y)$ restreinte dans la direction x

Ces contraintes peuvent être définies en chacun des points du réseau par :

$$\{ \varepsilon_x \} = \{ \varepsilon^o \} + Z \{ K \} \quad (3.6)$$

où ε_x : la contrainte en exercice
 $\{ \varepsilon^o \}$: représente les contraintes appliquées à la surface médiane ou neutre.
 $\{ K \}$: la courbature (ou l'incurvation)
 Z : la distance à partir de la surface médiane (neutre).

Dans la plupart des applications des lamelles en ingénierie, l'amplitude du stress qui s'exercent sur la surface parallèle à la surface médiane est très faible par rapport aux stress sur le réseau et ceux qui provoquent l'incurvation. Un système de coordonnées X, Y, Z , à trois dimensions tel qu'indiqué à la figure 3.9, permet d'analyser la structure du réseau d'électrodes qui sera conçu à partir de 16 feuillets de tantale laminés en sandwich. Les déplacements par contrainte linéaire seront dérivés des équations 3.3, 3.4 et 3.5 par rapport au mi-plan et par l'équation 3.6 pour les autres points du réseau.



Avec $b = 3.25$ cm, longueur moyenne de la plaque (le réseau est de 6.5 cm de long)
 $a = 0.4$ mm, la largeur de la lamelle ou la plaque
 $h < a$; h : épaisseur totale de la plaque
 e : épaisseur d'une lamelle

Figure 3.9 Stress (N) et moments (M) résultants des contraintes en exercice [3]

La raideur de la structure du réseau peut être alors exprimée par une rotation matricielle de dimension 3×3 signifiant d'une part les stress notés "N" et de l'autre, les moments "M" résultants qui permettent d'expliquer que dans le système de montage de lamelles, l'application d'un stress produit des incurvations et, celle du moment de pliage produit la contrainte d'extension.

3.3.3 Propriétés de la structure laminée du réseau

On vient d'établir les relations entre les contraintes, les incurvations, les stress membranaires et les moments résultants de la surface médiane. Cependant, la raideur élastique entre ces relations est fonction des contraintes élastiques des lamelles, de l'orientation du grain du matériau et de l'arrangement ou plutôt de l'empilement en sandwich, tel est le cas dans ce travail. Leur évaluation donne des résultats susceptibles d'être utilisés pour calculer le pliage de l'ensemble du montage (flexibilité) et la raideur extensible utile pour l'analyse structurelle. Dans le cas d'utilisation des polymères tels que le téflon et autre, on utilise les composites matriciels polymérisés pour définir les coefficients de renflement effectifs, conséquence d'une haute teneur en humidité, susceptible de causer les variations de dimensions du système de réseau d'électrodes et engendrer la délamination [3]. Ces résultats permettront de prédire ou de prédéterminer l'interface exacte de délamination en comparant l'énergie libérée par l'amplitude de la contrainte du plan médian par rapport à celle de l'interface. Ceci présume que la délamination des bordures de la lamelle médiane libère plus d'énergie que la lamelle à l'interface.

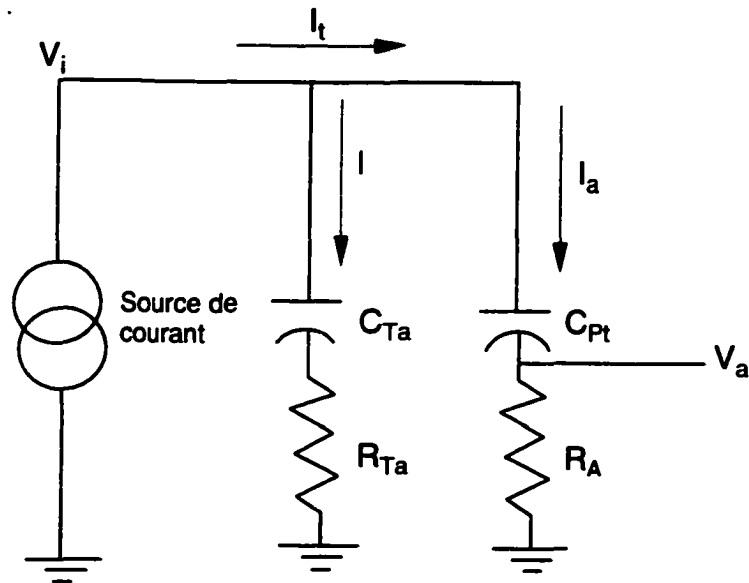
3.4 Aperçu sur la biocompatibilité du réseau d'électrodes

Lorsqu'un biomatériau est mis en contact avec un tissu vivant, il en résulte une interface entre une substance vivante et une substance ordinaire. C'est par la stabilité à long terme de cette interface que l'on pourra prédire le succès ou la défaillance du biomatériau.

Les biomatériaux doivent présenter un comportement chimique spécifique à la surface, en plus des propriétés primaires à l'état brut. Cela a pour but de minimiser les problèmes à l'interface avec le tissu ou le fluide organique vivant. Pour contrôler l'interface, les variables chimiques superficielles, telles que l'énergie superficielle et la tension superficielle, sont évoquées pour l'analyse des effets d'un champ de force asymétrique résidant à la surface et implique l'attraction des atomes de surface dans la masse du matériau. Ceci tend à démunir la surface des atomes en mettant la surface en tension. Il en résulte un changement à la surface qui engendre la libération d'énergie par surface. C'est l'énergie superficielle ou tension superficielle.

Les métaux et les céramiques ont une énergie superficielle élevée de l'ordre de 10^2 à 10^4 ergs/cm² [42]. Les polymères et la plupart des plastiques ont des faibles énergies superficielles, inférieures à 100 ergs/cm² [42]. Ces observations conduisent à l'étude d'impact du réseau d'électrodes logé dans la rampe tympanique en interaction avec le milieu biologique. Pour cela, on considère deux aspects: l'impact électrique dû aux charges assiégées dans la cochlée, et l'impact hydrodynamique dû à la décomposition du fluide causée par l'état de la surface en contact avec l'organisme et la distribution de la charge de stimulation.

Ceci nous conduit à l'analyse de la biocompatibilité sur les électrodes au repos ou en fonctionnement normal. Un modèle électrique de l'interface est présenté à la figure 3.10.



- R_{Ta} : Resistance d'accès de la surface du pentoxyde de tantale exposée à l'organisme (inversement proportionnelle à la surface exposée)
- C_{Ta} : capacitance du pentoxyde de tantale-fluide associée à l'ouverture (proportionnelle à la surface exposée)
- C_{Pt} : capacitance à l'interface fluide-platine
- R_A : impédance d'accès en milieu organique.
- V_a : Tension d'accès en milieu biologique
- V_i : Tension à l'interface électrode-tissu

Figure 3.10 Modèle électrique à l'interface tissu organique-platine (cas extrême du réseau fracturée)

Ce modèle concerne une électrode fracturée dont la couche interne est exposée. En cas de craquement du silastic et de fissure du téflon, la surface du Ta_2O_5 est exposée au fluide organique. La possibilité que la tension de stimulation puisse excéder la limite de la disruption du Ta_2O_5 pose des problèmes de sécurité (associée au

courant de fuite redressé qui en résulte). Cette sécurité est définie comme la limite de charge par unité de surface dans le but de déterminer la charge par impulsion permise pour la stimulation auditive [62]. Le tableau 3.4 indique les valeurs des paramètres du réseau d'électrodes et les conditions limites dans lesquelles il devrait être utilisé pour une performance normale.

Tableau 3.4 Paramètres estimés et conditions pour une performance normale

| SYMBOLE | A_{rs} | I_s | R_A | L_i | Q/A_r | δ | T | U | r_a |
|---------|-----------------|-------|-------|-------|--------------------|--------------------|-----|---|-------|
| UNITÉ | cm ² | μA | KΩ | Ms | NC/cm ² | MA/cm ² | Ms | V | Cm |
| VALEUR | 0.002 | 400 | 1 | 0.25 | 100 | 200 | 0.5 | 3 | 0.02 |

| | | | |
|-----------------|--|-----------|--|
| Avec A_{rs} : | Surface réelle du site | I_s : | Courant de stimulation |
| L_i : | Largeur d'impulsion | Q/A_r : | Charge/surface réelle |
| δ : | Densité de courant | T: | Durée d'impulsion |
| U: | Tension de fonctionnement | R_A : | Impédance d'accès en milieu biologique |
| R_a : | Rayon d'un site de stimulation d'un électrode dans l'organisme | | |

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, il a été question du concept du réseau d'électrodes proposé. Une brève description des matériaux utilisés a été exposée ainsi que l'architecture et les dimensions à réaliser. Le téflon et le pentoxyde de tantale sont deux diélectriques assurant l'isolation des conducteurs de tantale. Le silastic est un matériau biocompatible utilisé pour faciliter l'insertion dans l'organisme et sert d'enveloppe du réseau d'électrodes. L'architecture en escalier de ce dernier est présentée et analysée en évoquant les notions des structures laminées.

CHAPITRE 4

4. RÉALISATION DU RÉSEAU D'ÉLECTRODES

En considérant que le développement du réseau d'électrode est basé sur sa conception topographique, il est possible à partir de ce qu'on a déjà mentionné, d'établir un cahier de charges qui servira pour sa réalisation. Les critères et caractéristiques de base recueillis sont résumés dans les tableaux 4.1, 4.2 et 4.3.

Tableau 4.1 Données du cahier de charges pour réaliser le réseau d'électrodes

| SYMBOLES | N | r_a | D_s | A_{ge} | D_{i-sit} | d_{ins} | f_{couv} | D |
|----------|----|-------|-------|-----------------|-------------|-----------|------------|-------|
| UNITÉ | # | cm | mm | mm ² | mm | mm | Hz | mm |
| VALEURS | 16 | 0.02 | 0.025 | 0.785 | 1.2 | 22 | 25 à 8000 | 0.375 |

Avec, N : nombre d'électrodes requises r_a : rayon du site réel
 D_s : diamètre du saillant (Cylindrique) A_{ge} : L'aire ou surface géométrique
 D_{i-sit} : distance intersite d_{ins} : distance d'insertion
 f_{couv} : fréquence couvertes D : diamètre topographique

Tableau 4.2 Caractères morphologiques du réseau d'électrodes

| COMPORTEMENT MÉCANIQUE | TOPOGRAPHIE | FORME DIMENSIONNELLE |
|------------------------|---------------------|--|
| Flexibilité | Montage en escalier | Unilatéralement décroissante de la base au sommet (apex) |

Tableau 4.3 matériaux du réseau d'électrodes

| SUBSTRAT | SITE | DIÉLECTRIQUES | ENROBAGE | CONNECTEUR |
|--------------------|------------|--------------------------------|----------|------------|
| Tantale conducteur | Pt | Ta ₂ O ₅ | Silastic | Or (Au) |
| - | Pt – 10%Ir | Téflon | - | - |

4.1 Procédure de fabrication

La mise en oeuvre du réseau d'électrode selon le cahier de charges et les critères et caractéristiques visés sera exposée par des étapes successives. Les différentes procédures adoptées et les opérations effectuées seront décrites dans chaque étape.

L'échantillon de tantale de départ qui sera utilisé pour le substrat des électrodes est un feuillet de 7.5 µm d'épaisseur, 7 cm de long et de 12.1 mm de large. Ce substrat primaire, ayant cette épaisseur, est catégorisé couche mince en comparaison à la couche qui sera déposée sous vide.

Pour procéder aux différentes étapes de fabrication, l'échantillon est coupé de sorte à procurer deux lamelles d'extrémité qui serviront de support pour faciliter les manipulations, mesurant chacune 7 cm de long et 2 mm de large. Cette opération sert aussi à délimiter l'aire des électrodes qui subira les opérations de platinisation successives nécessaires. Ces opérations seront toutes effectuées sur l'échantillon avant le découpage en peigne qui donnera lieu à 16 électrodes individuelles. La figure 4.1 montre le plan et la géométrie selon lesquels les opérations de platinisation seront effectuées. Une fois l'échantillon découpé en peigne et les 16 électrodes séparées, on procédera à l'opération d'anodisation et d'isolation. Les opérations qui suivront seront

des manipulations pour le montage de la structure du réseau tel que décrit au chapitre précédent.

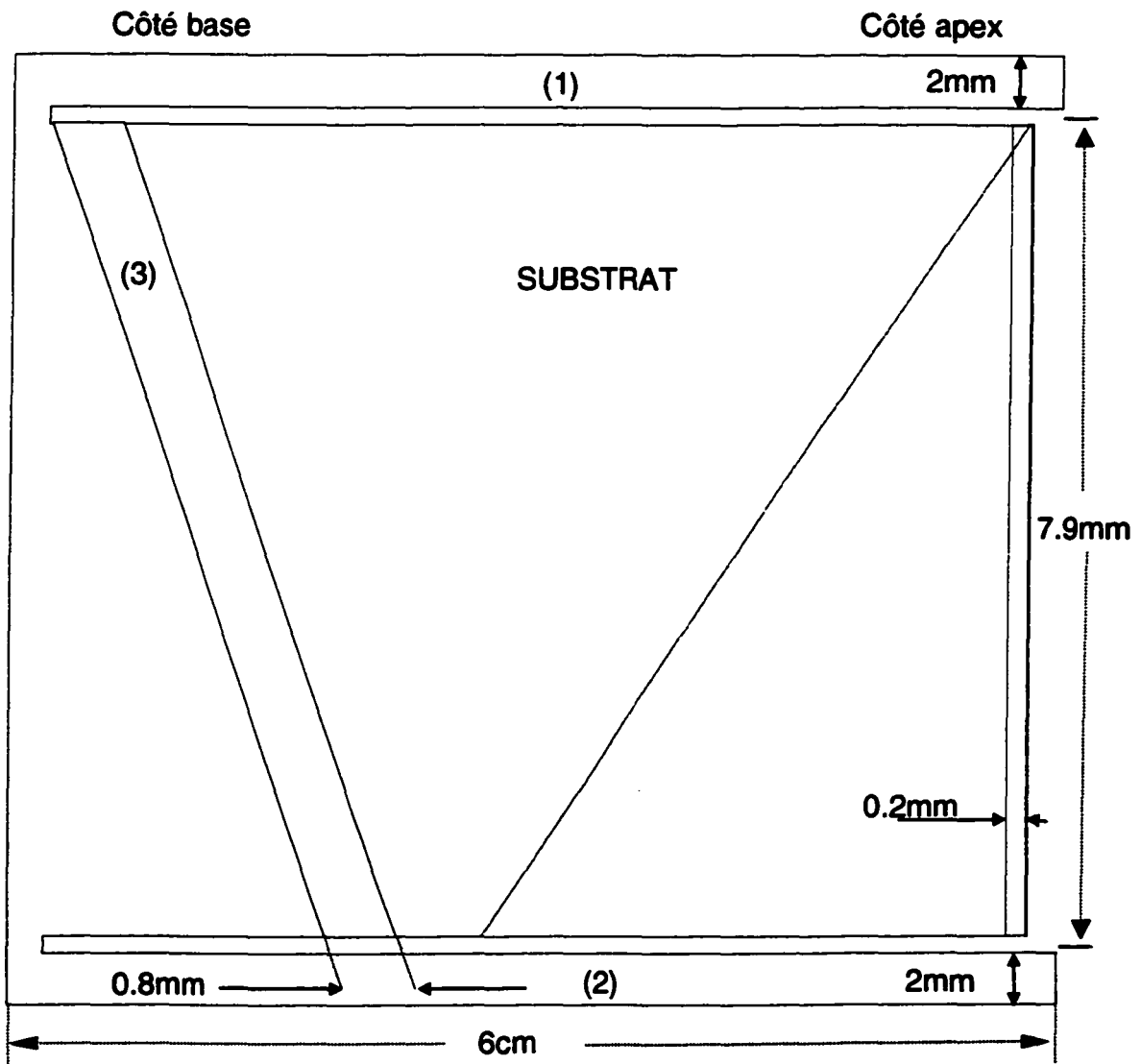


Figure 4.1 L'échantillon primaire de feuille de tantale. (1) et (2) Lamelles de manipulation, (3) L'aire du dépôt d'or (Au), (4) L'aire du dépôt de Pt et Pt-10%Ir

4.1.1 Traitement préliminaire du substrat

L'échantillon de tantale en feuille subit un traitement préliminaire qui consiste à le nettoyer et à le rincer avant de procéder à la déposition du platine. Il est alors dégraissé pendant 15 minutes dans une solution (1:1) de méthanol/xylène en ébullition. Ensuite, il est rincé dans l'eau déionisée, immergé dans le trichloroéthylène pour un deuxième rinçage et séché au souffleur d'air avant d'être placé dans un système de déposition par faisceaux ioniques.

4.1.2 Platinisation des Sites de stimulation

L'utilisation des alliages de platine (platine-10% iridium ou Rhodium ou Ruthenium) dans la fabrication des électrodes dédiées à la stimulation électrique des nerfs a été prouvée biocompatible [79, 80, 81, 82]. Selon les études établies [96] sur l'interface platine-fluide biologique, les observations faites montrent une bonne résistance à la corrosion. Il a été démontré aussi qu'il existe une interdépendance entre les dommages produits et la densité de charge délivrée par phase [64]. Les métaux tels que le platine et le platine-Iridium ont montré une meilleure résistance à l'électrolyte que d'autres comme l'or, le palladium et l'acier inoxydable, sous les conditions du stimulus de charge équilibrée [11, 12]. L'utilisation des impulsions à charge équilibrée consiste à appliquer une impulsion de courte durée dont la polarité est immédiatement suivie par une impulsion de charge égale mais de polarité inverse. C'est un moyen de s'assurer que l'interface électrode-tissu est revenue à son état électrochimique initial.

Une autre étude [96] montre que le choix de l'alliage Pt-10%Ir remédie à l'effet de dissolution en activant l'électrode lorsqu'elle stimule par densité élevée. Ce

ralentissement graduel de la dissolution est dû en partie à la présence de protéine inhibitrice dans l'organisme.

La première étape de la fabrication du réseau d'électrodes faisant l'objet de ce travail consiste en une phase de platinisation primaire dans laquelle la déposition est effectuée par le procédé de bombardement par faisceaux d'électrons, (figure 4.2). Dans ce système, la cible constituée de platine solide est bombardée au moyen d'électrons à haute énergie. L'énergie cinétique des électrons est absorbée alors par la cible, ce qui engendre l'accroissement de sa température et ainsi son évaporation. Une couche mince de 1000 Å d'épaisseur sera déposée et constituera la racine d'une

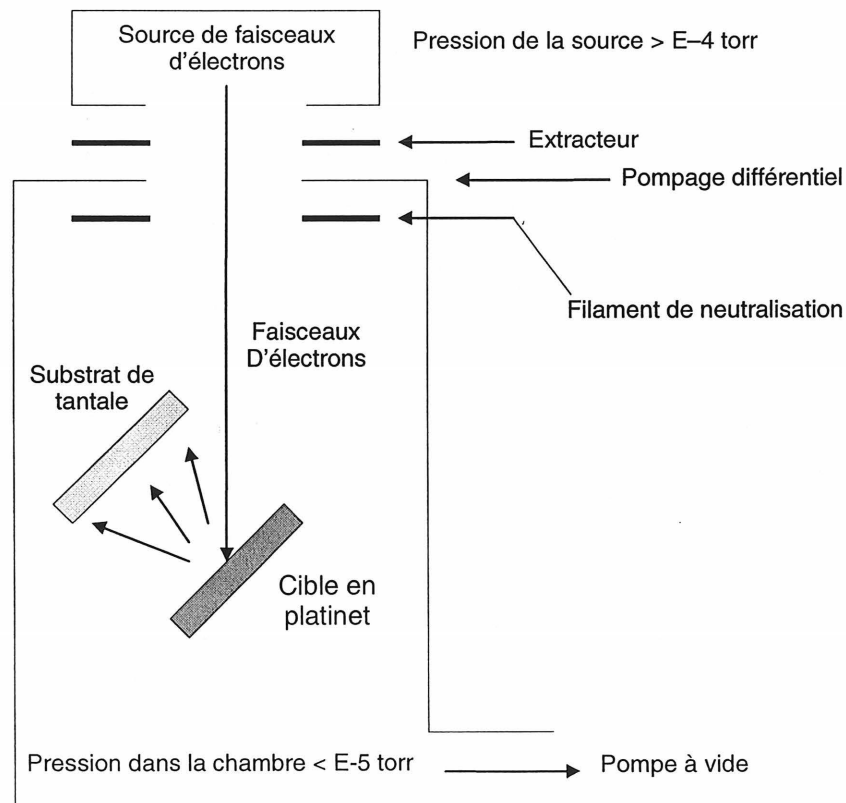


Figure 4.2: Système de déposition par faisceaux ioniques

couche complémentaire de platine-iridium à développer au moyen de procédé de placage électrochimique. Une autre alternative possible pour effectuer cette étape consiste à utiliser la déposition par pulvérisation RF de platine sur un autre sous un bias de 2 kV, une dépression de 20 mmHg, un taux de déposition d'à peu près 170 Å/min assisté par l'argon. Ce procédé sera utilisé plus tard pour la déposition du diélectrique, le téflon.

La figure 4.3 montre la première étape de fabrication, qui consiste à déposer les racines du platine déposée dans les aires concernées.

Après la déposition par faisceau d'électrons, l'échantillon est transféré à l'électroplacage dans son gabarit de masquage sans être nettoyé à nouveau. L'électroplacage se fera sur la racine de platine déjà en place. En principe, le procédé est basé sur le fait que lorsqu'un courant continu passe entre deux électrodes immergées dans une solution contenant un sel métallique, l'électrolyse s'amorce. Il en résulte que les ions-métalliques émigrent vers la cathode ou électrode négative. La composante non métallique de l'électrolyte ou ions non métallique, se dirigent vers l'anode ou électrode positive. Le tableau 4.4 résume les conditions dans lesquelles cette étape a été effectuée. La figure 4.4 montre un récipient en verre dans lequel est plongé l'échantillon masqué. Le contrôle de la qualité de l'analyse chimique dépend des solutions (électrolytes), de la température et de la densité de courant. Après deux heures de déposition à la densité de 0.3 A/cm^2 sous une température de 30°C dans une solution d'acide complexe sulfato-dinitrido-platineux.(contenant 10%Ir par rapport au Pt) une couche totale de platine-iridium $2.54 \mu\text{m}$ d'épaisseur a été déposée.

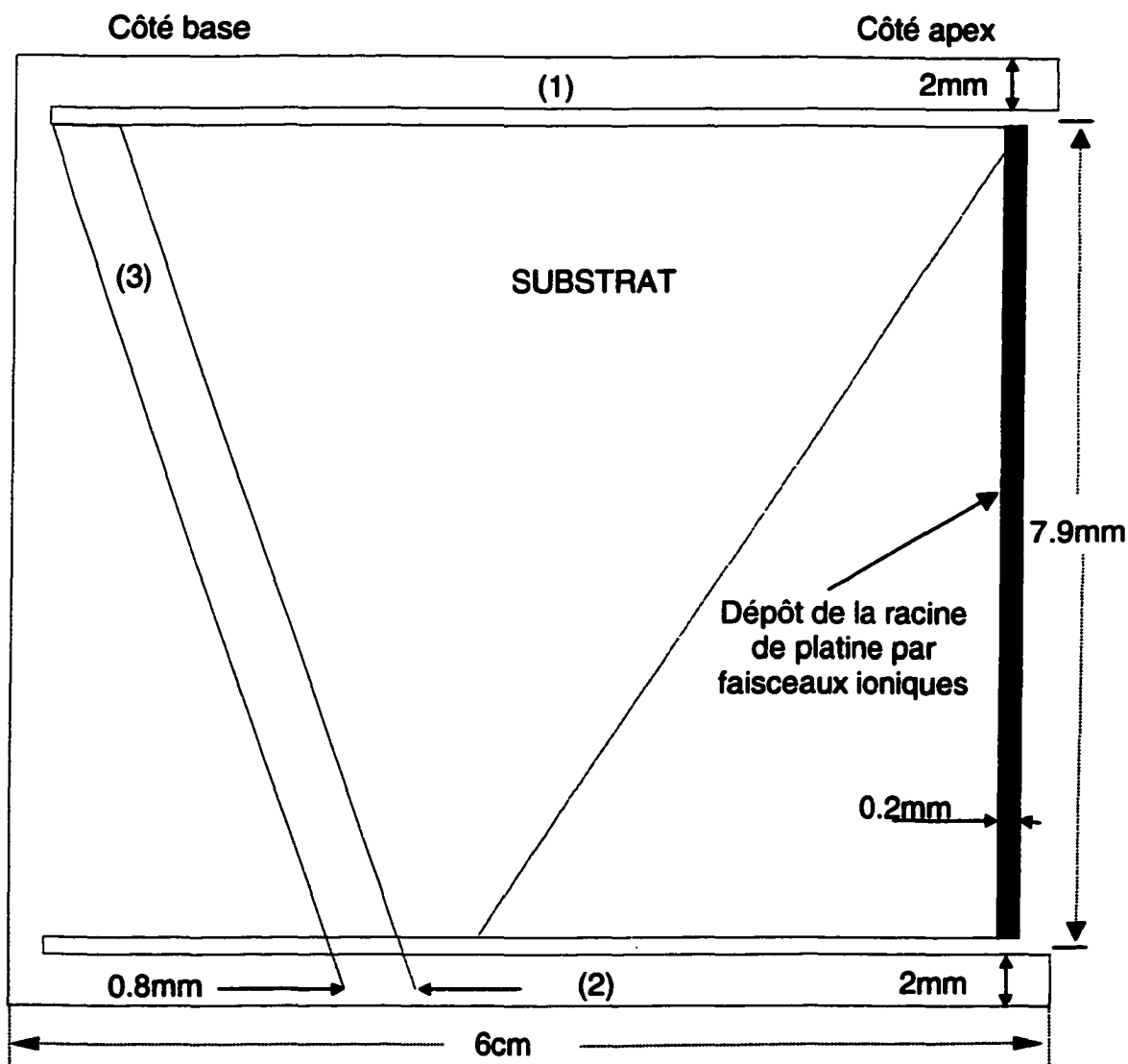


Figure 4.3: Dépôt de la couche primaire (1000 Å) de platine par faisceaux ioniques

Tableau 4.4 Conditions et résultats de l'électroplacage de platine iridium

| | |
|---------------------------|--|
| Couche déposée | 2.54 μm |
| Électrolyte | Acide Sulfato-Dinitrido-Platineux (5 g/l de Pt et 0.5 g/l de Ir) |
| Température | 30 °C |
| Densité de courant | 0.3 A/cm ² |
| Temps de déposition t_d | 2 H |

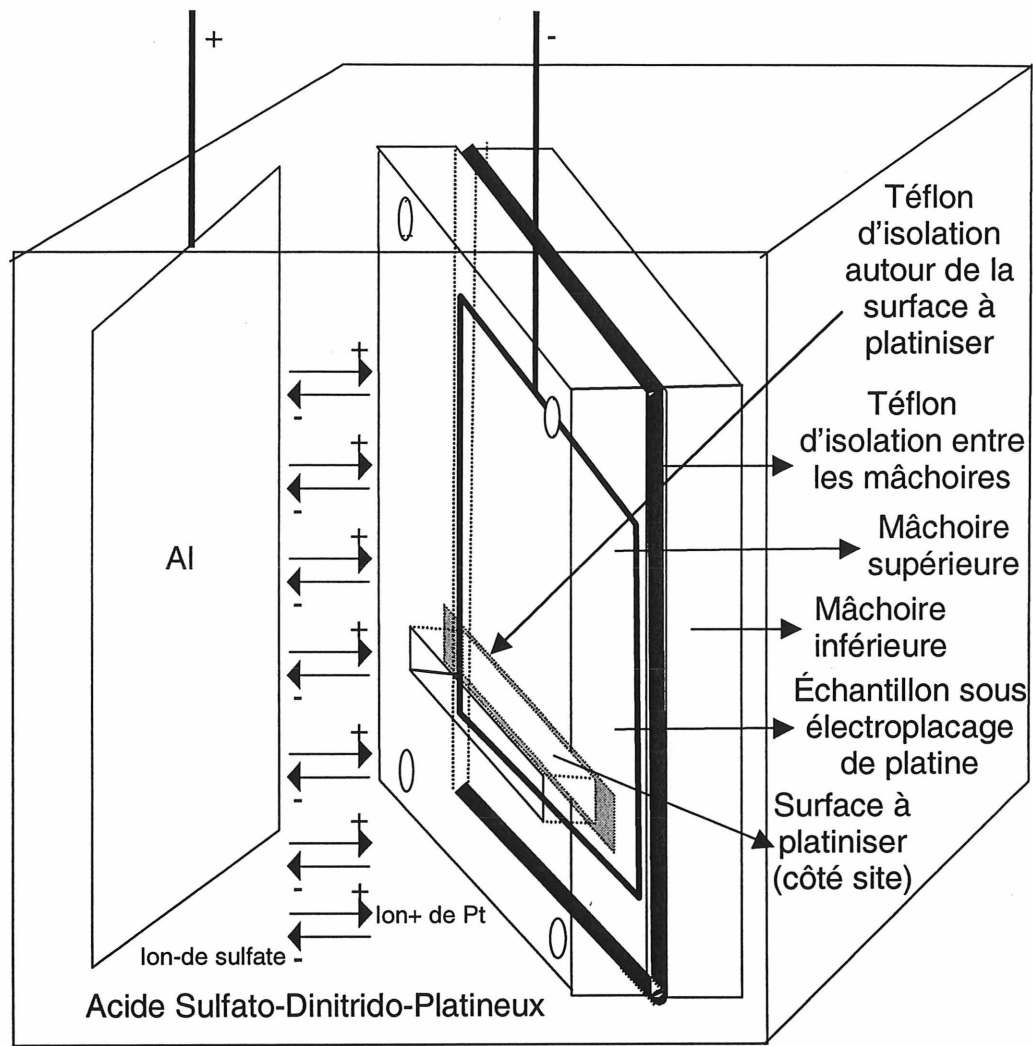


Figure 4.4 Électroplacage de platine-10%Ir

Après cette opération, le dépôt de l'or comme garniture des connecteurs peut facilement être fait en utilisant un masque et une solution électrolytique appropriées. Cette étape a été omise simplement parce qu'elle n'a pas d'effets significatifs sur les caractéristiques du réseau d'électrodes qui en résultera. La figure 4.5 montre l'aspect du substrat après la procédure d'électroplacage de platine et d'or.

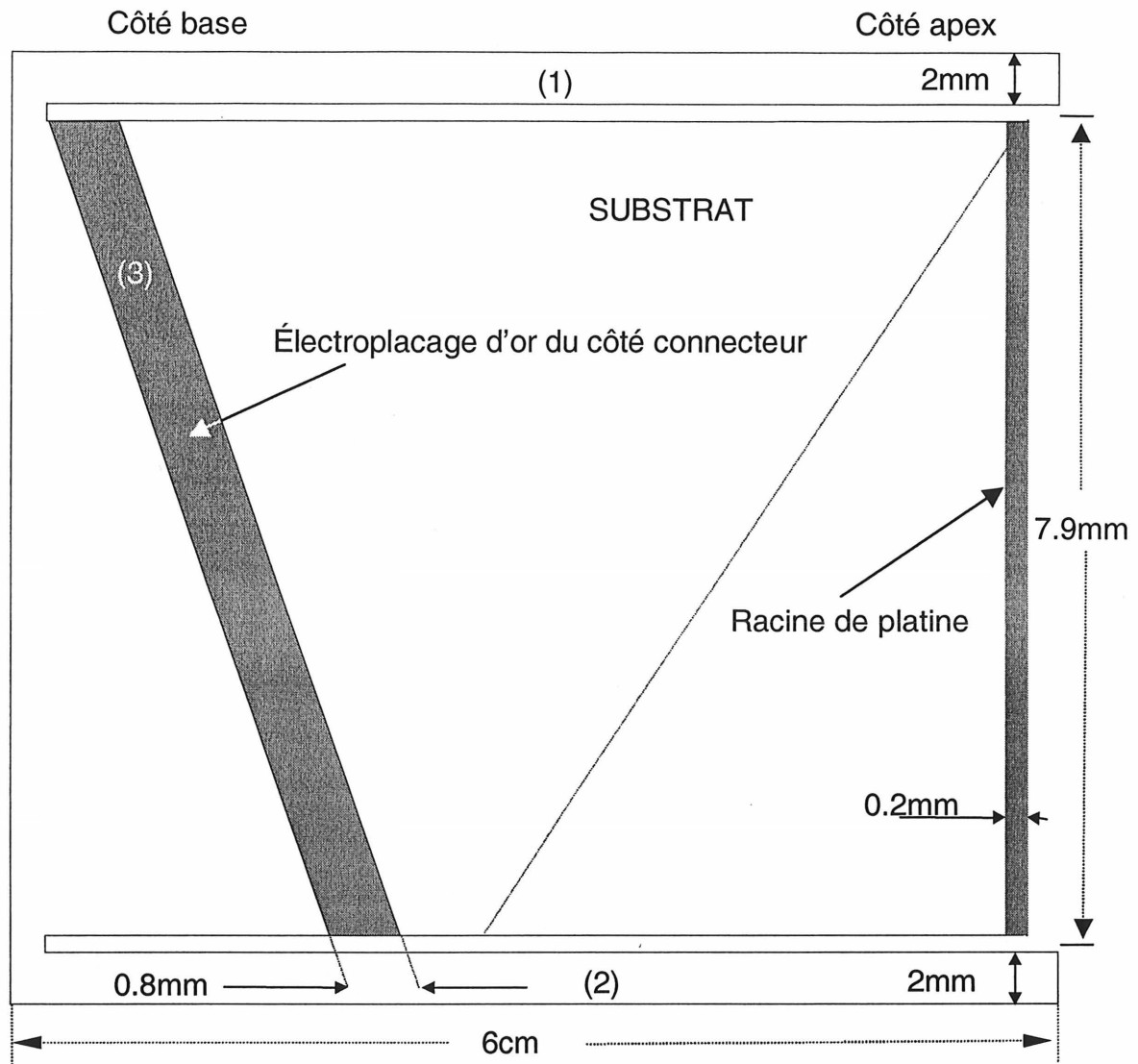


Figure 4.5: Illustration de la couche de Platine-10%Ir électrodéposée et de la couche d'or.

L'étape suivante consiste à découper le substrat en peigne pour séparer les 16 électrodes individuellement et les apprêter pour la formation des diélectriques. La figure 4.6 illustre l'état du substrat après ces opérations.

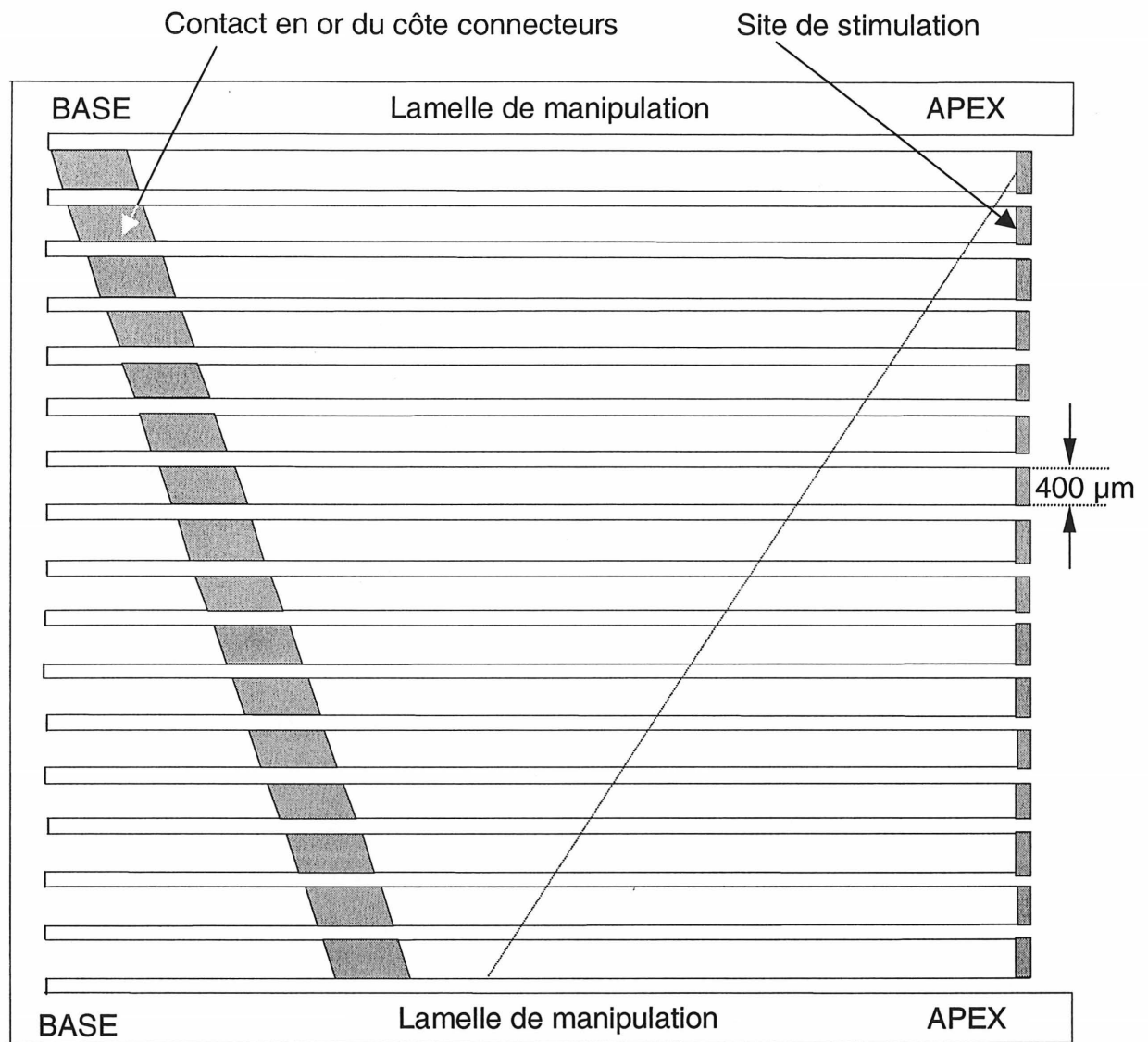


Figure 4.6 Substrat de tantale découpé en peigne

4.1.3 Formation des diélectriques sur le substrat de tantale

Les procédés existants pour la formation des diélectriques sur une variété des substrats se classent en deux catégories: chimique et mécanique. La technique chimique comprend les procédures d'anodisation, d'oxydation et par pyrolyse (formation

par phase vapeur). La technique mécanique implique l'évaporation sous vide ou pulvérisation d'une cible diélectrique. Des techniques précitées, l'anodisation a été sélectionnée pour la formation de la couche diélectrique de Ta_2O_5 sur le substrat de tantale, et la pulvérisation a été adoptée pour la déposition du polymère (le téflon) sur le substrat oxydé.

Pour éviter les courts-circuits entre les conducteurs du réseau, l'isolation doit être efficace. L'efficacité de l'autopassivation du tantale consiste en une liaison chimique établie entre l'isolant et le conducteur, ce qui est le cas du tantale et son oxyde, le Ta_2O_5 (pentoxyde de tantale). Ce dernier est un matériau isolant de résistance élevée contre la corrosion. Sa liaison chimique au tantale permet de palier partiellement au problème de délamination pour un usage dans la plage de tension inférieure ou égale à 2 volts, qui peut s'étendre à 3.5 volts en surcharge et à 3 volts en régime normal. L'essai sur la technologie d'isolation par autopassivation est réalisée par la procédure d'anodisation. L'enrobage isolant empêche les charges de fuite dans le fluide (milieu) extérieur de court-circuiter les électrodes et il élimine ainsi les interférences et les contacts entre les conducteurs. Cette couche isolante devrait avoir une résistivité de l'ordre de $2 \cdot 10^{16} \Omega \cdot \text{cm}$ [82]. La figure 4.7 décrit la procédure d'anodisation.

Le but de l'expérience consiste alors à atteindre une couche d'oxyde amorphe, non poreuse, dense, d'une haute résistance à la corrosion d'une déposition allant de 1000 à 3000 Å et dont la tension disruptive est de 3 V au dessus de laquelle le courant de fuite est faible et même négligeable, de l'ordre de 10^{-9} à 10^{-7} A/cm^2 [92].

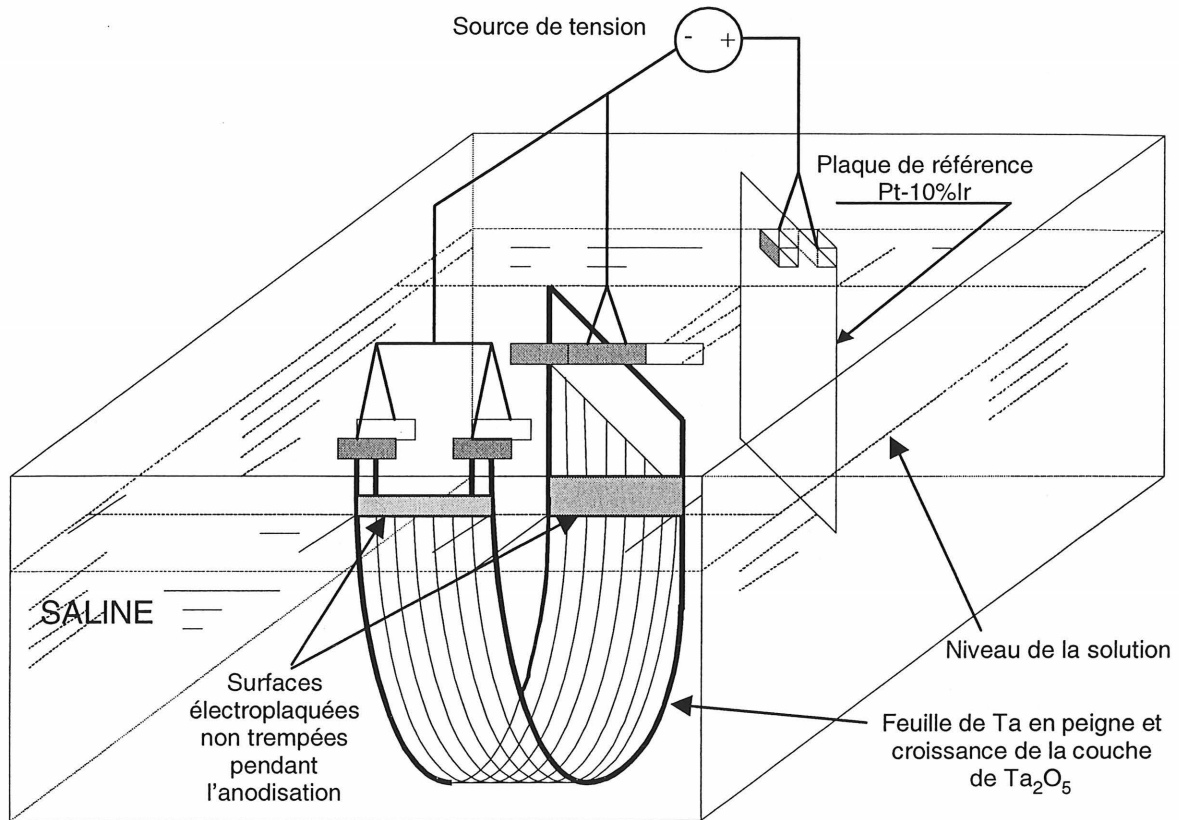


Figure 4.7: Illustration schématique du montage pour des essais d'anodisation du substrat de tantale et sa caractérisation

La figure 4.8 montre l'évolution de l'opération représentant l'anodisation, c'est à dire la tension et le courant d'anodisation en fonction du temps. La courbe de la tension sature à peu près à 60V pour une couche d'épaisseur comprise entre 2000 à 3000Å sur une durée d'environ 30 minutes. L'évolution du courant montre une allure décroissante en fonction du temps. Il a été démontré que la qualité de l'oxyde déposé dépend principalement de la pureté, des soins et de l'état de la surface [79]. D'un autre côté il a été établi que les différentes solutions électrolytiques se particularisent selon les propriétés de la rupture de la couche d'oxyde en cas de polarisation inverse [92].

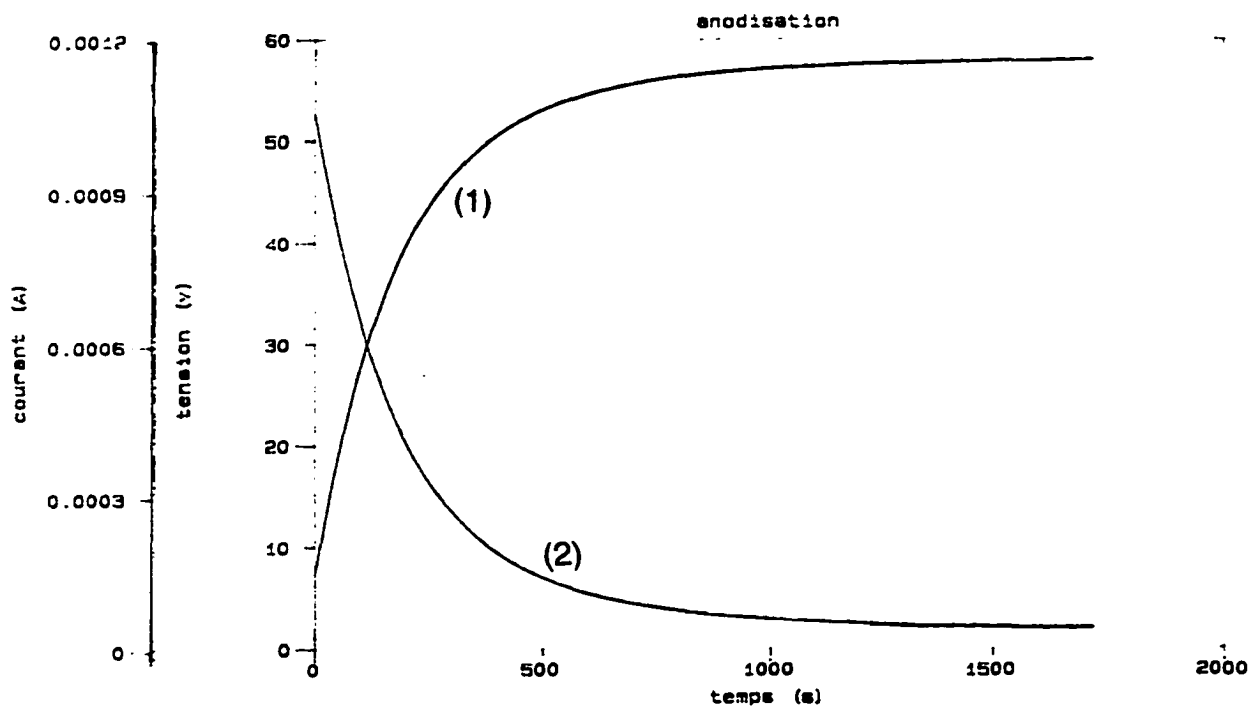


Figure 4.8 : L'évolution de l'anodisation de tantale. (1) Tension, (2) Courant

Les résultats de caractérisation du tantale provenant de cet essai, dans une tentative de polarisation directe et inverse pour établir les tensions de fonctionnement de l'électrode même, sont représentés sur les figures 4.9, 4.10 et 4.11. Les résultats obtenus montrent des tensions disruptives de ± 2 V avec un courant de fuite de 35 à 500 nA, au lieu d'une tension de 3.5 V avec un courant de fuite de 1 nA. Il semble que une des raisons qui peut expliquer l'écart entre nos résultats et les valeurs attendues est les étranglements qui se produisent à la surface de la feuille de tantale, causés par

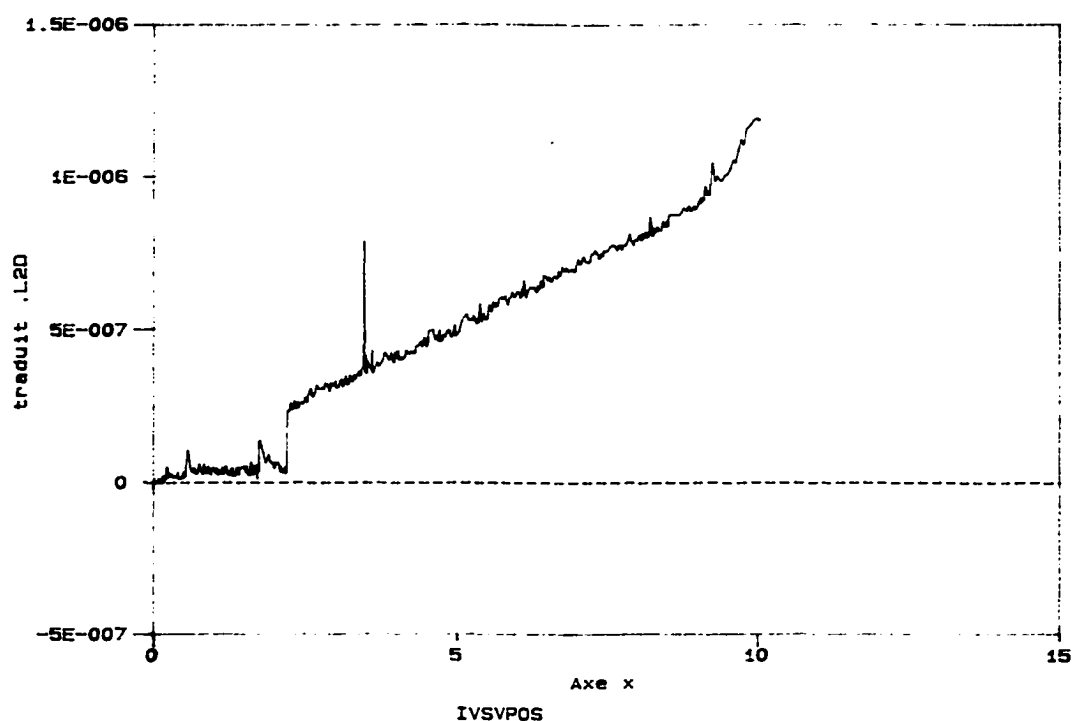


Figure 4.9 : Caractérisation du substrat de tantale en polarisation directe pour $0 < V < 10V$

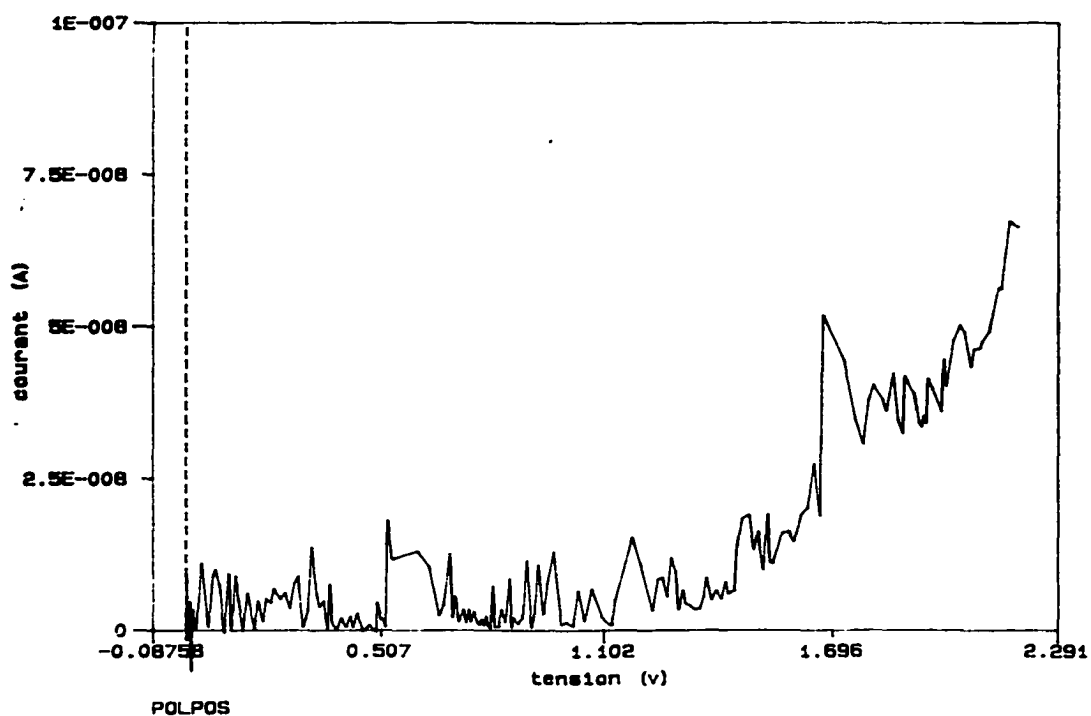


Figure 4.10 : Caractérisation du substrat de tantale en polarisation directe pour $0 < V < 2.3V$

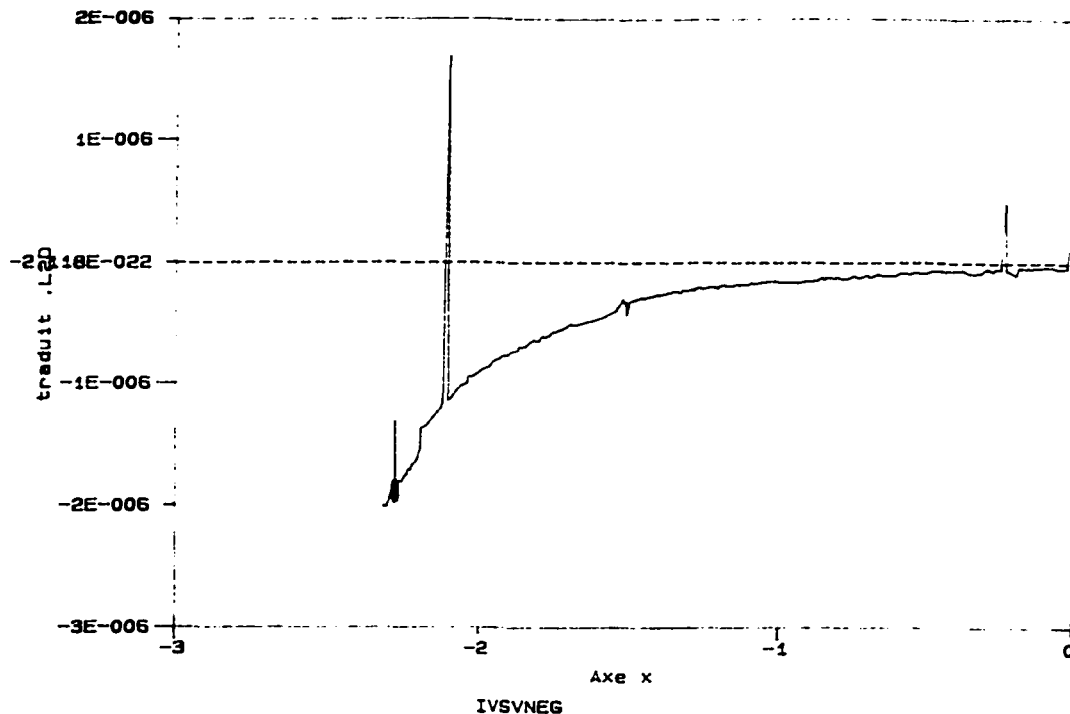


Figure 4.11: Caractérisation du substrat de tantale en polarisation inverse avec pour $-3 < V < 0$

l'autopassivation à l'aire ambiante. Ceci définit des points d'impact de non uniformité de la structure de la couche par lesquels se précipite l'effondrement en polarisation inverse tel est le cas à $-2V$ donnant un courant de fuite élevé de 500 nA . Plusieurs essais s'avèrent donc indispensables voire nécessaires et ce, dans des meilleures conditions répondant aux exigences expérimentales adéquates.

4.1.4. Optimisation de la couche diélectrique par déposition du téflon

Lorsque les signaux de stimulation ont des composantes fréquentielles pouvant atteindre 10kHz , les capacitances de fuite parasites entre le conducteur (Ta) isolé au (Ta_2O_5) et le milieu biologique sont à considérer. Cette capacitance de fuite est fonction de l'épaisseur de la couche de l'oxyde de sa constante diélectrique ainsi que de la

surface totale du conducteur du réseau. Elle est généralement de l'ordre de $C = 0.2 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ [12]. Pour réduire d'avantage cette capacitance de fuite, on peut utiliser de la parylène [100]. Cette dernière n'est cependant utile que si le conducteur est obtenu par déposition et non massif solide comme dans notre cas. La technologie microélectronique fournit des électrodes capacitives dont la capacitance est très faible ($C = 0.2 \mu\text{F}/\text{cm}^2$) par comparaison aux autres techniques de fabrication (par exemple: électrode en platine $C = 20 \mu\text{F}/\text{cm}^2$) [12]. La capacitance de couplage parasite provoque de fortes charges pendant la stimulation. Ces pertes doivent normalement être inférieures à 2 % pour être négligeables [12, 100], sinon, l'utilisation d'une couche isolante supplémentaire s'impose. Dans notre cas on a utilisé une deuxième couche isolante pour augmenter la résistance mécanique, raffermir la sensibilité de la couche de passivation (Ta_2O_5) à la polarité de la tension et ramener la tension disruptive à des valeurs plus élevées.

Différents procédés sont utilisés d'une façon performante pour déposer les couches minces conductrices. Cependant, le meilleur procédé qui convient pour la déposition de couches minces diélectriques est la pulvérisation RF. La cible de téflon est bombardée à la surface par des ions au lieu des électrons comme dans le cas de bombardement par faisceaux d'électrons. La température du substrat est d'environ 350°C pendant la déposition. La structure de la couche obtenue est dense et uniforme. Cette technique est basée sur les effets issus des rapports de niveaux entre l'énergie cinétique des particules (ions) incidentes et l'énergie de liaison des atomes de la structure du réseau d'une cible à pulvériser. Le téflon solide est choisi comme cible à pulvériser. Le seuil de pulvérisation est atteint lorsque l'énergie cinétique des ions

incidents est supérieur à 4 H (chaleur de sublimation du matériau de la cible). La figure 4.12 représente le schéma du système de pulvérisation RF utilisé, dans lequel un plateau portant la cible, le téflon, est enfermé dans une chambre à vide. La tension RF de 1kV est fournie à la cible et un gaz rare (l'argon) est introduit à un taux constant dans la chambre et évacué par la suite à l'aide d'une ou plusieurs pompes à vide. Le procédé de pulvérisation est rendu possible par la différence de mobilité des électrons et celle de molécules de gaz ionisées. Le substrat est placé sur un support en plexiglas dont les mâchoires de maintien servent en même temps, de masques pour les régions sur lesquelles le platine a déjà été déposé (figure 4.13)

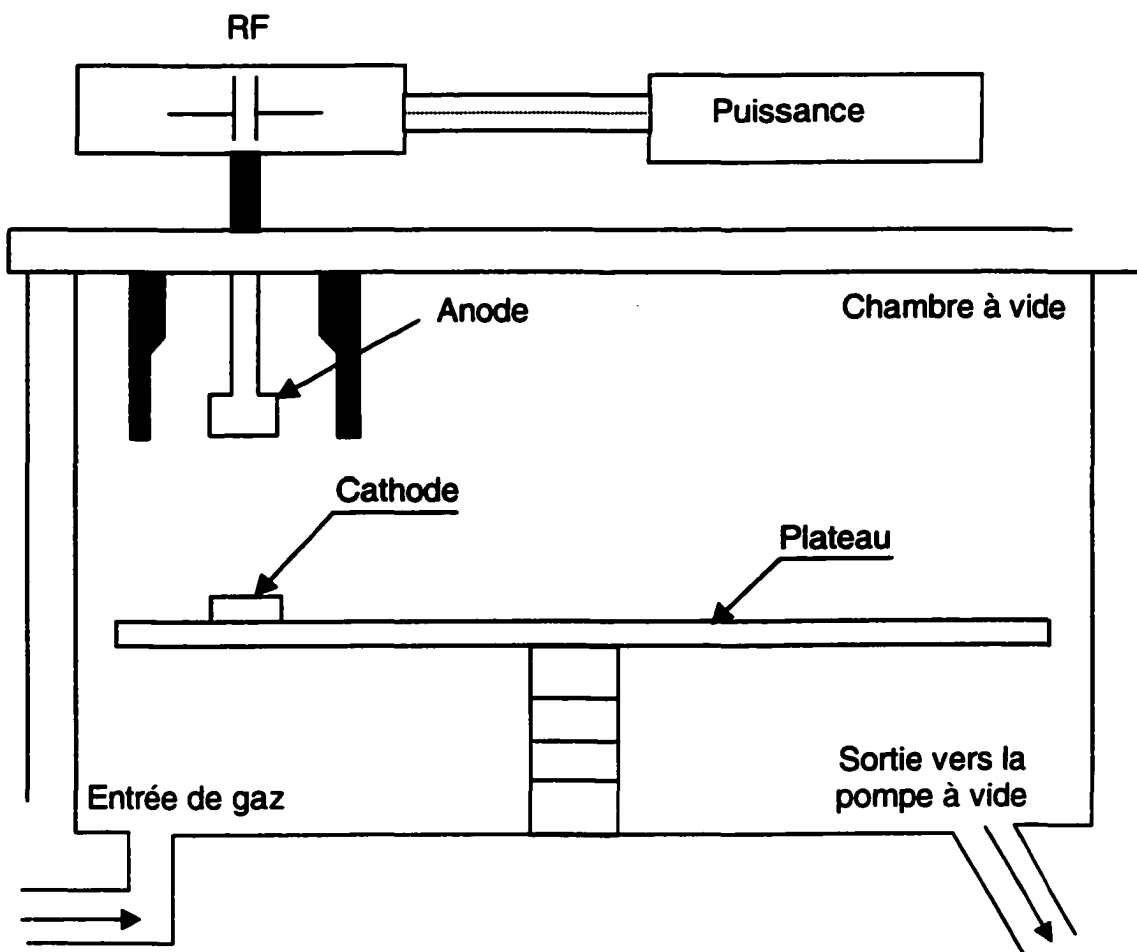


Figure 4.12: Principe de base du système de pulvérisation RF

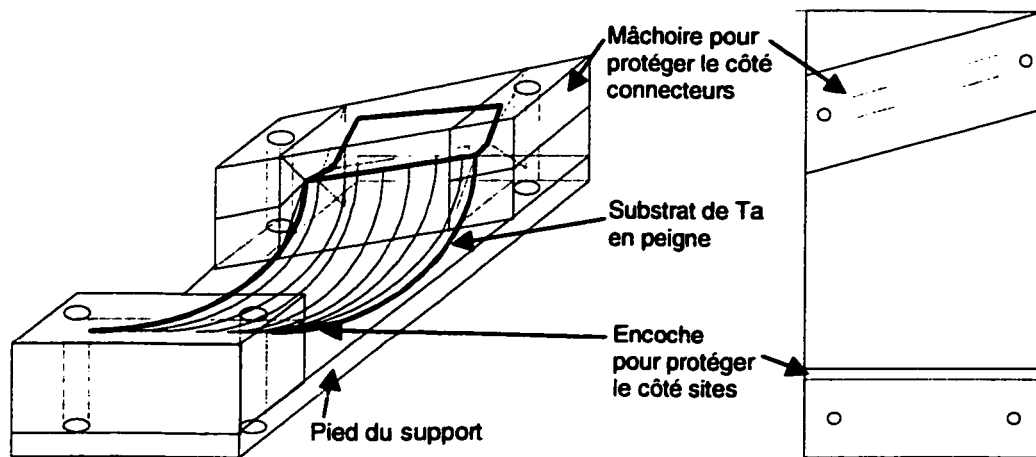


Figure 4.13: (a) Support du substrat (en plexiglas) (b) Vue de dessus.

Afin d'obtenir une couche optimale de téflon, la caractérisation du taux de déposition a été effectuée en fonction des paramètres suivants:

- la puissance RF[W].
- la distance entre les électrodes [cm].
- la durée de la déposition [min].
- la pression du gaz porteur [$\times 10^{-3}$ torr].

Les résultats du taux de déposition du téflon en fonction de la puissance RF et à pression et distance constante, sont indiqués dans le tableau 4.5.

La différence de potentiel s'établit entre la cathode et le plateau (anode) selon la variation de la tension. Lorsque la cible est positive par rapport l'anode, elle se met immédiatement à collecter les électrons émis par la cathode. Dans le cas où la différence de potentiel entre l'anode et la cathode devient suffisante pour ioniser les molécules de gaz, ces dernières vont bombarder la cible et déloger les atomes qui seront déposés sur la (ou les) surface(s) du substrat environnant.

Tableau 4.5 Résultats du taux de déposition du téflon en fonction de la puissance RF

| Diélectrique: téflon | Pression-Ar [x10 ⁻³ torr] | Distance (Anode-Cathode) [cm] | Puissance RF[W] | Déposition [Å/min] |
|-------------------------|---|----------------------------------|--------------------|-----------------------|
| PTFE solide | 1.5 | 4 | 800 | 1000 |
| PTFE solide | 1.5 | 4 | 500 | 800 |
| PTFE solide | 1.5 | 4 | 400 | 750 |
| PTFE solide | 1.5 | 4 | 300 | 610 |
| PTFE solide | 1.5 | 4 | 250 | 300 |

Ce procédé permet d'ajuster les paramètres de déposition, d'améliorer l'uniformité en épaisseur de la couche déposée et de réduire l'échauffement du substrat. Ceci permet alors de contrôler le taux de pulvérisation en contrôlant la puissance RF absorbée dans la décharge. Le circuit d'accord RF est un circuit d'adaptation d'impédances entre le générateur RF et les électrodes dans la chambre de déposition. Les résultats des tests de résistivité des couches diélectriques déposées sont indiquées dans le tableau 4.6.

Tableau 4.6: Résultats des tests de résistivité du diélectrique

| Échantillon | P [w] | t [min] | p [10 ⁻³ torr] | d [cm] | e [10 ⁴ Å] | R [kΩ] | ρ [Ωcm] |
|----------------|-------|---------|---------------------------|--------|-----------------------|--------|---------|
| S ₁ | 250 | 30 | 1.4 | 5 | 1 | 400 | 0.3 |
| S ₂ | 400 | 30 | 1.4 | 4.5 | 2 | 800 | 1.06 |
| S ₃ | 800 | 45 | 1.4 | 4 | 3 | 1000 | 2.0 |

Avec, S : désignation de la couche déposée P : puissance RF
t : durée de la déposition p : pression pendant la déposition
d : distance anode cathode e : épaisseur de la couche déposée
R : résistance de la couche déposée ρ : résistivité de la couche déposée

L'allure de la courbe du taux de déposition, à pression et distance constantes qui résulte des tests effectués est représenté à la figure 4.14. Il est à noter que le taux de

déposition peut être contrôlé par la mesure et le contrôle de la puissance RF dont la décharge lui est inversement proportionnelle. Cette puissance est limitée par la capacité de l'échantillon (substrat) à dissiper la chaleur générée. Du côté de la pression, celle-ci est mesurée avec précision car, elle peut causer l'augmentation de l'incandescence de la décharge lumineuse due au dégazage et à la décomposition des particules organiques absorbées par les parois de l'enceinte. Quant à la température de la cible, elle est surveillée et maintenue à des valeurs très basses (150°C dans notre cas), afin d'obtenir un taux de déposition élevé.

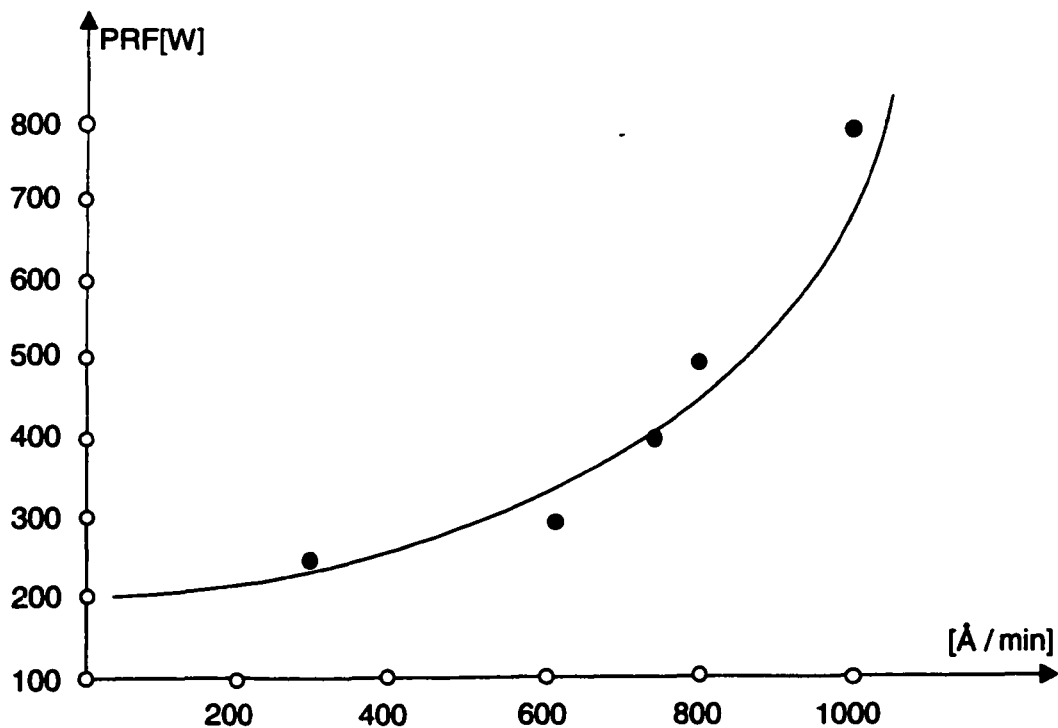


Figure 4.14: Courbe du taux de déposition à pression et distance constantes

Les résultats obtenus nous permettent de conclure que les propriétés d'adhésion ou de délaminage d'un diélectrique sur le tantale est similaire au cas d'adhésion du

polyamide (BADA-RDA) [14] sur le tantale. Le téflon, étant un polytetrafluoroéthylène (PTFE) avec des ouvertures sur les éléments de carbone. Cette étude permet la mise en évidence de l'état de liaison établie entre le tantale, le gaz porteur utilisé dans le plasma et le diélectrique. Dans les liaisons de tantale, il se forme une liaison tantale-oxygène métastable dans le cas où l'oxygène est utilisé comme gaz porteur du plasma. Dans les conditions de variation de la température et de l'humidité (intempéries), cette liaison est instable et pourrait éventuellement se convertir en une liaison du type Ta_2O_5 stéchiométrique [14]. Cette transformation stéchiométrique s'accompagne d'un changement en mode de défaillance délaminatoire, c'est à dire, de la séparation cohésive dans le polyamide à la séparation interfaciale. Ceci engendre un interstice entre le polyamide cohéré et le tantale qui reste abandonné. Il en résulte alors une perte accentuée d'adhésion tantale-polyamide. Cependant, dans le cas de la déposition du PTFE, l'argon utilisé comme gaz porteur du plasma remédie à cet inconvénient en modifiant la surface du polyamide. La figure 4.15 montre les liaisons de carbone du polyamide dans le cas d'utilisation de ces deux gaz porteurs.

Dans un échantillon de polyamide soumis à l'argon uniquement ou après un traitement à l'oxygène, les liaisons chimiques aux carbones apparaissent dominantes et stables malgré les intempéries. La croissance graduelle de la force de délamination dans ces structures pendant les intempéries semble être due à la dégradation hydrothermique de la force de cohésion du polyamide modifié par plasma. La figure 4.16 indique le spectre de sublimation du tantale après avoir été soumis aux variations de température et d'humidité pendant 1000 heures, et exposé ensuite à l'air ambiant[14].

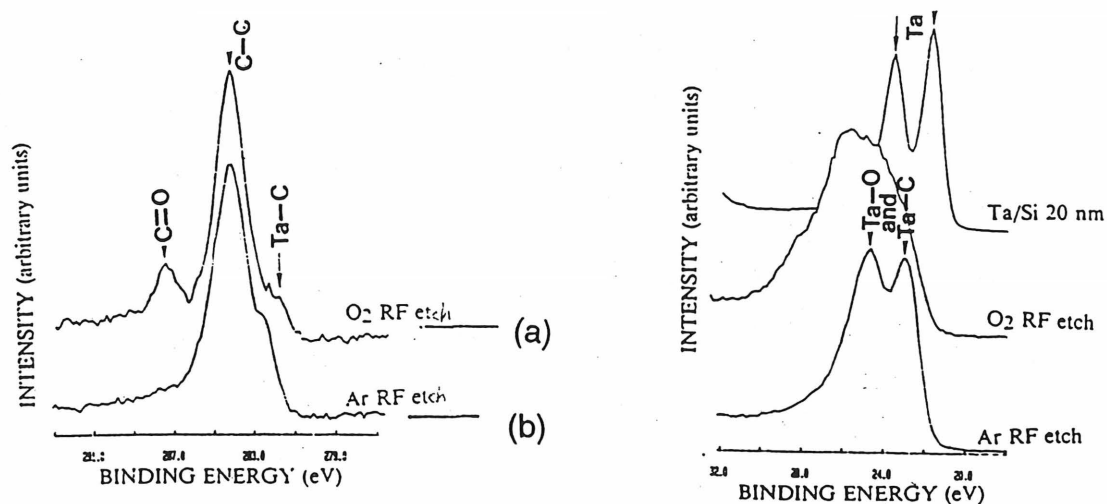


Figure 4.15 : Liaison carbone-polyamide (a) usage de O_2 , (b) usage de Ar

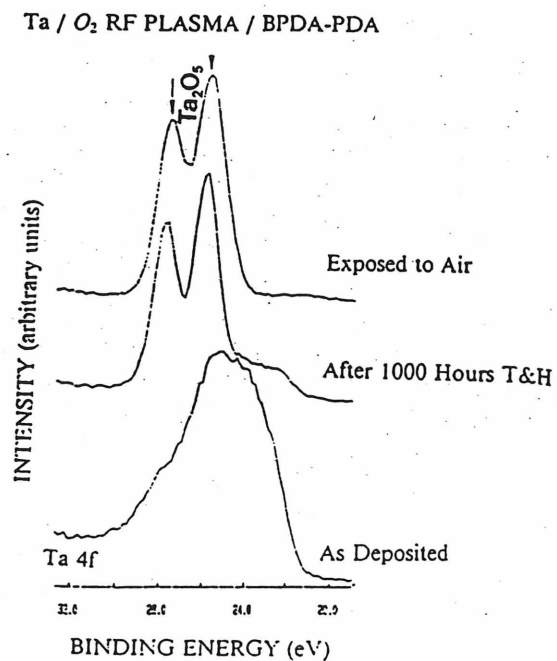


Figure 4.16: Spectre de sublimation de tantale après les effets des intempéries

On constate que tous les suboxydes sont convertis en Ta_2O_5 et toutes les liaisons doubles sont comblées. Cette observation permet de vérifier l'usage du gaz rare (argon) pour la déposition du téflon sur le tantale, ainsi qu'une garantie de la bonne tenue de l'interface téflon-tantale vis-à-vis des effets d'énergie et de tension superficielles.

4.1.5. Profil et aménagement du réseau d'électrodes.

La méthode retenue pour l'assemblage du réseau d'électrodes miniatures consiste à trancher le substrat pour isoler les électrodes individuellement. Ensuite, il s'agit de juxtaposer les 16 électrodes de manière que les aires de contact soient alignées et les sites de stimulation soient séparés de 0.75 mm, donc sur 1,2 cm pour couvrir la plage de fréquence désirée de la membrane basilaire, en associant chaque site de stimulation à la zone des fréquences qui lui est attribuée pour la perception de la parole. On obtient ainsi une forme d'assemblage en escalier dans laquelle les lamelles sont isolées les unes des autres par du téflon. L'application du silastic sera effectuée de manière que les surfaces actives (pavés) soient exposées, en utilisant un moule de dimensions répondant à l'anatomie de la cochlée. Les figures 4.17 et 4.18 illustrent respectivement la vue de dessus du montage en escalier des lamelles juxtaposées et la procédure d'alignement des électrodes.

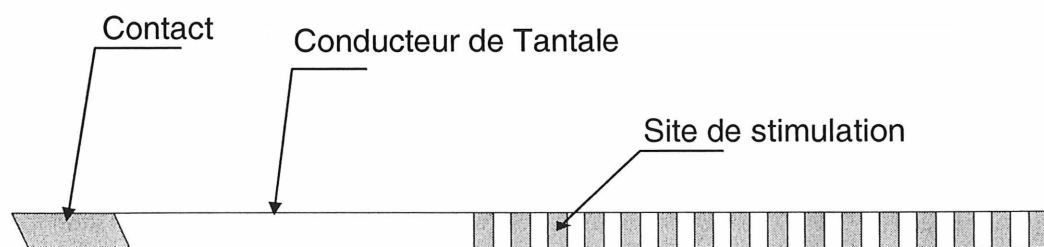


Figure 4.17: Vue de dessus des lamelles juxtaposées du réseau d'électrodes

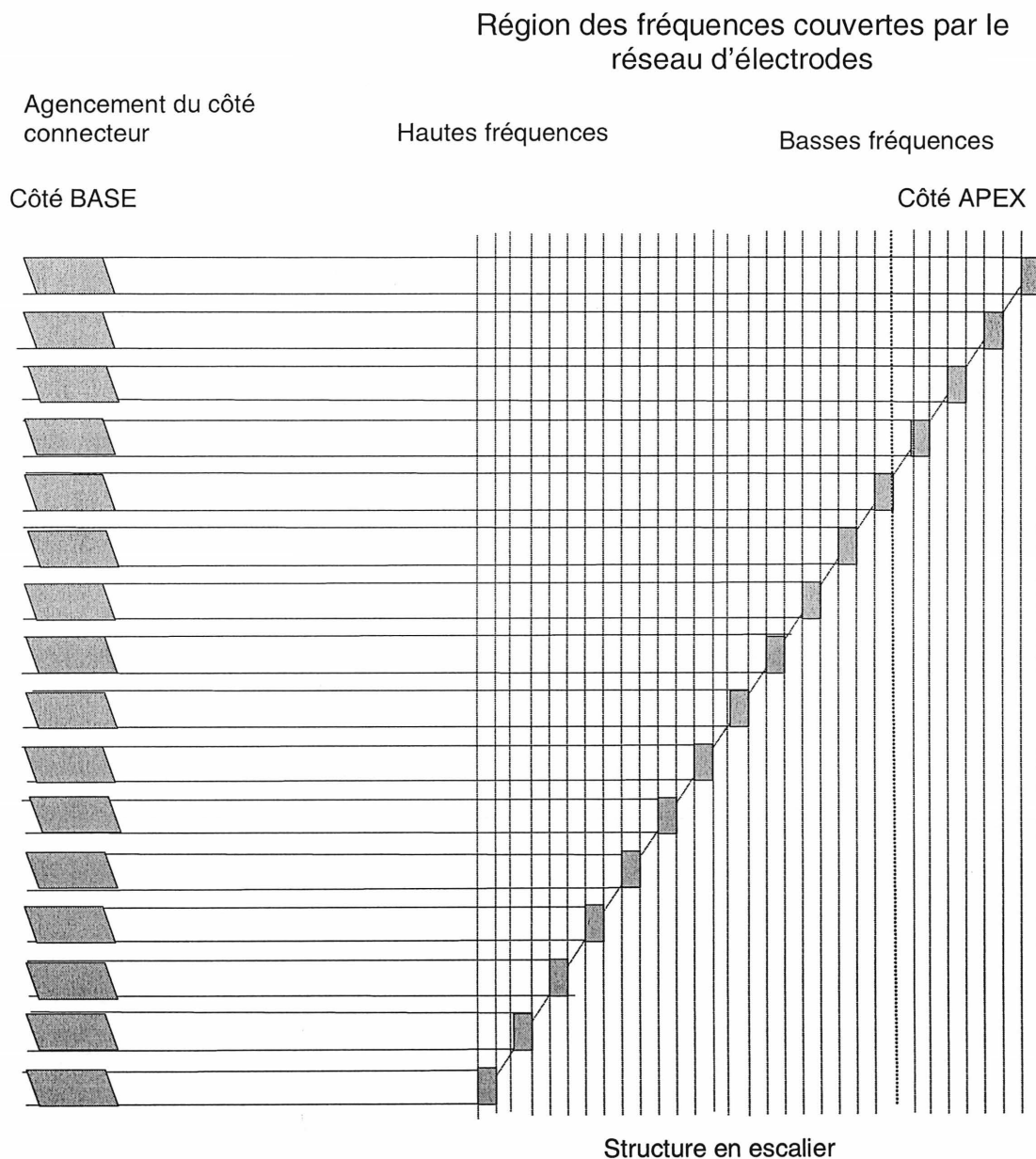


Figure 4.18: Illustration de la procédure d'alignement des électrodes

4.2 Détermination des caractéristiques électriques

Pour mesurer les résistances des conducteurs et les résistances interlignes on s'est servi d'un pont numérique de Weston. Il faut signaler que les résultats obtenus

sont approximatifs et correspondent à une disposition particulière des électrodes sur un connecteur conçu juste pour des fins expérimentales. En effet, la procédure de fixation des électrodes au microstimulateur dépend de beaucoup d'autres facteurs qui sortent du cadre du présent travail. Entre autre, cela dépendra de la méthode d'encapsulation de l'électronique et de la nature de l'isolation qui sera utilisée pour assurer une étanchéité parfaite qui évitera tout contact entre l'électronique et le milieu biologique. La figure 4.19 illustre le connecteur utilisé pour effectuer les test électriques

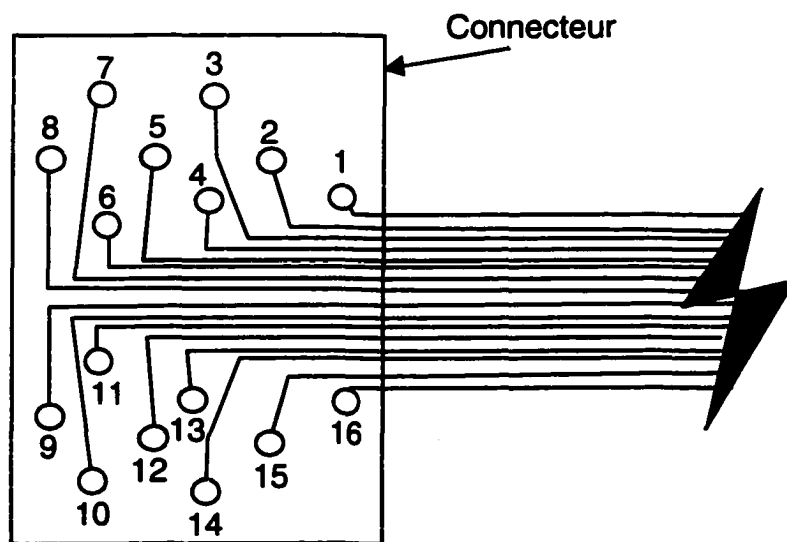


Figure 4.19: Vue globale d'agencement des contacts au connecteur

Le tableau 4.7 indique les résultats obtenus pour un arrangement des électrodes allant du dessus de la structure (base de la cochlée) à la dernière (apex). Tel que déjà mentionné, ces résultats sont approximatifs et dépendent en partie de la disposition des électrodes sur le connecteur et de la façon dont elles ont été fixées. En gros, on peut conclure que la résistance des conducteurs obtenue est inférieure à 260Ω .

Tableau 4.7 Valeurs des résistances de conducteurs des électrodes

| Électrode | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| Résistance en Ω | 82 | 100 | 112 | 115 | 110 | 150 | 260 | 165 |
| Électrode | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 |
| Résistance en Ω | 170 | 180 | 150 | 120 | 120 | 150 | 110 | 90 |

Pour les valeurs des résistances interlignes on a prélevé des valeurs de résistances situées entre 400 k Ω et 1000 k Ω . La figure 4.20 montre la structure des matériaux constituant ces résistances. Celles-ci correspondent aux résistances formées entre deux électrodes adjacentes et ainsi constituent les valeurs minimales des résistances interlignes.

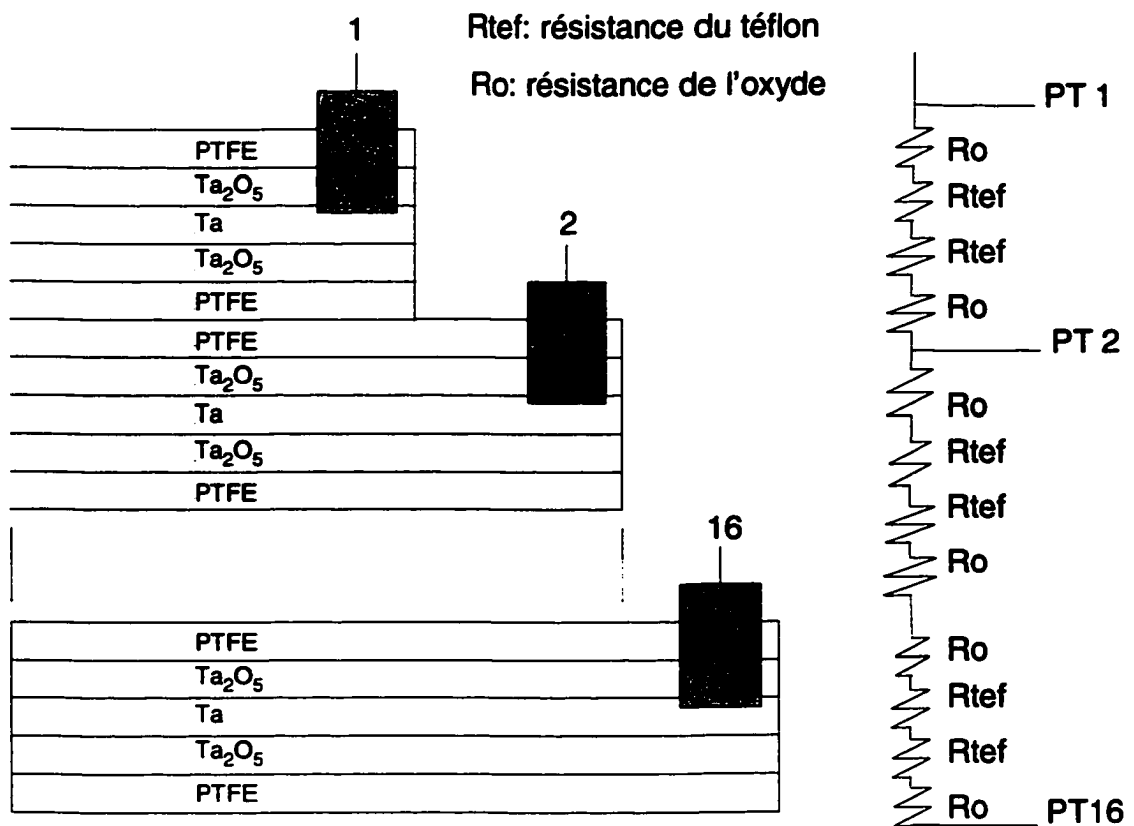


Figure 4.20: Mesure des résistances interlignes des conducteurs

En ce qui concerne la mesure des courants et des capacitances de fuite des couches d'isolation, on a considéré que la tension opératoire effective de l'électrode est de $\pm 3V$.

La figure 4.21 montre la structure des couches isolatrices et du conducteur (tantale), qui a permis de tester et de mesurer les composantes des courants continus et de la capacitance de fuite.

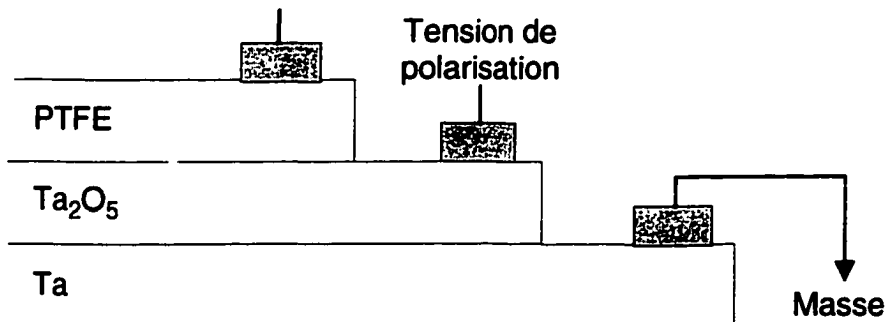


Figure 4.21: Structure pour les mesures des densités de courants et de la capacitance de fuite

La structure comprend une couche de 2500 Å d'épaisseur d'oxyde de tantale qui a été formée sur la lamelle conductrice de tantale et une autre couche de téflon, de 3 μm d'épaisseur, déposée par PECVD. Les mesures qui ont résultées de cette structure d'essai sont indiquées dans le tableau 4.8. On y trouve les mesures de densités de courant de fuite pour les différentes couches isolantes, en fonction des tensions de polarisation appliquées. L'expérience est observée pour les couches déposées S1=2500 Å, pour le pentoxyde de tantale seul et S2=5500 Å pour ce dernier renforcé au téflon (PTFE). Les densités de courants de fuite mesurées

permettront de vérifier l'usage et le comportement du tantale oxydé et isolé au téflon d'une part, et de compléter les mesures faites sur l'anodisation d'autre part.

Tableau 4.8: Densité de courants de fuite et les tensions de polarisation correspondantes

| Densité de courants de fuite [A/mm ²] | Densité de courants de fuite [A/mm ²] | Tensions de polarisation [V] | Tension de Polarisation [V] |
|---|--|---|--|
| Couche S ₁ Ta ₂ O ₅ | Couche S ₂ Ta ₂ O ₅ + PTFE | Couche S ₁ Ta ₂ O ₅ | Couche S ₂ Ta ₂ O ₅ + PTFE |
| 9.9 10 ⁻² | 0.5 10 ⁻⁴ | ±3 | ±3 |
| 1 10 ⁻² | 0.5 10 ⁻⁴ | ±2.5 | ±3 |
| 1 10 ⁻³ | 0.5 10 ⁻⁴ | ±1 | ±3 |
| 1 10 ⁻⁴ | 0.5 10 ⁻⁴ | ±0.025 | ±3 |
| 1 10 ⁻⁵ | 0.25 10 ⁻⁴ | ±0.06500 | ±3 |
| 1 10 ⁻⁵ | 1 10 ⁻⁵ | ±0.03450 | ±2 |
| 1 10 ⁻⁵ | 0.5 10 ⁻⁵ | ±0.03300 | ±1.5 |
| 1 10 ⁻⁶ | 1 10 ⁻⁶ | ±0.03125 | ±1.0 |
| 1 10 ⁻⁷ | 1 10 ⁻⁷ | ±0.015625 | ±0.0625 |

La capacitance parasite nominale d'un conducteur rectiligne (de longueur moyenne 6 cm et de largeur 400 µm) par rapport au fluide environnant est d'à peu près 30 nF [81]. Elle semble négligeable par rapport à la capacitance effective du site au fluide environnant qui vaut de 0.1 à 1µF [81]. Selon nos mesures, les capacitances des matériaux isolants utilisés sont pour le Ta₂O₅, 0.95*10⁻⁶ F/m², et après optimisation, la combinaison Ta₂O₅+PTFE présente une capacité de 0.09*10⁻⁶ F/m² donc 2.38 µF.

4.3 Conclusion

Dans ce chapitre, on a décrit la procédure de mise au point du réseau d'électrodes, les outils utilisés dans sa réalisation, et la façon d'établir la caractérisation du prototype obtenu et son optimisation. Les étapes suivies pour la réalisation des

électrodes capacitives miniatures ont été précédées par la présentation des matériaux constitutifs du réseau d'électrodes, la sélection des équipements et outils de développement et la détermination de la forme du substrat. Ensuite il a été question du traitement préliminaire du substrat, de la platinisation de ses surfaces actives du côté sites de stimulation (par faisceaux ioniques: Pt; par électrodéposition: Pt-10%Ir) et de la déposition de la couche diélectrique effective du réseau. À la fin on a exposé l'aménagement du réseau d'électrodes et la fabrication du prototype qu'on a soumis à des tests expérimentaux pour la détermination de ses caractéristiques électriques.

CONCLUSION

Le développement du réseau d'électrodes miniatures qui a fait l'objet de ce mémoire est basé sur les critères physiologiques évoqués dans l'introduction de ce document. L'effort déployé répond aux exigences de la recherche et développement annoncés. Le déroulement du travail a été conforme au cahier de charges et les successions des étapes techniques parcourues pour la réalisation, les tests et l'optimisation d'un prototype ont été exposées.

La méthode de réalisation étant à cheval entre la métallurgie, la micro-électronique et l'électrochimie, la sélection des matériaux biocompatibles et des accessoires a été une tâche très difficile, car l'inertibilité du produit à réaliser dépend de celles des équipements utilisés d'une part et de l'état des matériaux choisis d'autre part. Ceci est capital, car la précision des mesures des tests en dépend, et donc la fiabilité et la qualité du produit à développer.

Le réseau d'électrodes développé est à insérer dans la rampe tympanique en passant par la fenêtre ronde. Il est donc intra-cochléaire et est constitué de 16 électrodes miniatures dont les conducteurs au tantale sont canalisés et isolés au téflon. L'anodisation du tantale lui attribue un comportement (caractère) capacitif, qui lui permet d'accumuler les charges pendant une constante de temps limitée par la tension disruptive de la couche isolante (Ta_2O_5) (pentoxyde de tantale). Les points d'impact non-anodisés, de l'interface de la surface active (de l'électrode) - tissu organique vivant,

sont recouverts d'un alliage platine-iridium (10 %). La superposition Pt-Ir-Pt-Ta se présente sous forme cylindrique dont le diamètre est d'environ 400 μm .

Les dépôts des couches de platine par voie humide, c'est-à-dire par électroplacage, ont été adoptées comme voie alternative à la méthode de soudage de platine qui nécessitait un équipement non disponible pour des essais. Du côté des voies humides, elles se présentent comme une méthode de simuler la fonctionnalité des composantes du réseau d'électrodes dans un environnement semblable au milieu organique opérationnel de ce dernier.

Dans ce travail, les considérations ont été faites en tenant compte de la composition des matériaux constitutifs du réseau d'électrodes implantables, de l'analyse d'état de la surface à l'interface électrode-tissu (rampe tympanique), des densités de courant de stimulation déterminées pour le platine, du mode de courant de stimulation choisi, du fluide environnant et de sa concentration en supposant une bonne influence du degré de son acidité pH, des effets de protéines et autres molécules à l'interface site-tissu, de la polarité caractéristique de l'électrode de stimulation et de l'influence de la durée de la stimulation sur les phénomènes interfaciaux. Une évaluation plus ou moins systématique de toutes ces variables conduit à établir leur importance relative afin de concevoir d'une manière sélective un réseau d'électrodes compatible dans un milieu biologique avec le minimum de dégâts des matériaux d'une part, et le maximum de sécurité pour le tissu organique d'autre part.

Les travaux effectués ont été poursuivis de façon intermittente soit par services extérieurs, soit par collection des données archivées ou dans les laboratoires

industriels de Kendall Healthcare Corp.. La plupart des tests ont été effectués aux heures tardives, ou aux heures de disponibilité rigoureusement arrangées alors que ces genres de recherches nécessitent absolument un laboratoire approprié et équipé selon les normes du génie biomédical. Ceci permet de répondre, d'une part à l'assurance de la qualité du produit, et d'autre part au contrôle des valeurs des données mesurées. Ces tracés ont conduit à des lacunes, telles que le manque de tracées de courbes caractéristiques pour l'électroplacage et la sélection des courbes de bonne qualité.

En conclusion, toutes ces considérations, autant techniques que circonstanciées ont aboutis à des résultats limités mais relativement concluants. En effet, quoique les performances du prototype réalisé ne répondent pas aux exigences optimales telles que les problèmes de flexibilité qui sont apparus une semaine après les derniers tests d'optimisation fonctionnelle, les travaux réalisés demeurent néanmoins une introduction pertinente à un nouvel axe de recherche et développement au sein du Groupe de Recherche en Appareillage Médical de Sherbrooke. Les expériences concluantes sur les matériaux et les procédés de fabrication peuvent être raffinées et adaptées pour servir dans d'autres applications en neurotechnologie ou emprunter d'autre voies dans l'optique de réussir un réseau d'électrodes utilisable pour la stimulation de la cochlée.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] ANDREW, A. *et al.* (1934) Electrical stimulation of the hearing organ. Journal of Physiology USSR, V 17, p. 546.
- [2] ADRIAN, E. D. (1931) The microphonic action of the cochlea in the relation to theory of hearing. Report of a discussion on audition. London: Physical society.
- [3] ASM INTERNATIONAL INC. Engineered Materials handbook, Composites Vol. 1, Harold Johnson and Company.
- [4] ADES, H. W. (1959) The Central Auditory Mechanism. American Physiology, Vol 1, Washington DC.
- [5] BALLESTRASSE, L. CINDY, BECK, R. THEODORE. (1988) In Vitro Life Tests of Faradaic Neural Stimulation Electrodes at High Current Densities. IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 35, no 10.
- [6] BEKESY, G. Von. (1951) The coarse patterns of the electrical resistance in the cochlea of the guinea pig: Electroanatomy of the cochlea. J. Acoustic. Soc. Am., 23, p. 18-28.
- [7] BEMENT, S.L., WISE, K.D., ANDERSON, D.J., NAJAFI, K., and DRAKE, K.L. (Feb. 1986) Solid-state electrodes for multichannel multiplexed intracortical neuronal recording. IEEE transactions on biomedical engineering vol. BME-33, no 2.
- [8] BLAMEY, P.J., DOWELL, R.C., TONG, Y.C. and CLARK, G.M. (July 1984) An acoustic model of a multiple channel cochlear implant. Department of otolaryngology, University of Melbourne, The Royal Victorian Eye and Ear Hospital. Journal of Acoust. Soc. Am., 76 (1).
- [9] BRADLEY J. ROTH, PETER J. BASSER. (1988) A Model of the Stimulation of Nerve Fiber By Electromagnetic Induction. IEEE Trans. Biomed. Eng. , Vol. 37, no 6.
- [10] BRIAN A. CURTIS & Company. (1997) An Introduction to the Neuroscience's 2. WB Saundres PA. Editor, London, Toronto.
- [11] BRUMMER S. B., TURNER. (January 1977) Electrochemical Consideration for Safe Electrical Stimulation of the Nervous Systems with Platinum Electrodes. IEEE Trans. Biomed. Eng. EIC Corp., Newton MA 02158.
- [12] BRUMMER, S. B. And TURNER, M. J. (1977) Electrical Stimulation with Pt Electrodes: An Estimation for Maximum Surface Redox Theoretical non Gassing Limits. IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. BME-25, no 5, p. 440-443.
- [13] BYERS, C.L., Re, S.J. and PATRICIA, A. (March-May 1982) Development of multichannel electrodes for an auditory prothesis. Coleman Memorial Lab. University of California, San Francisco CA 94143. 7th Quaterly Progress Report.

- [14] CALLEGARY, A. C., CLEARFIED, H. M., FURMAN, B. K., GRAHAM, T. G., NUEGROSSCHI, D., PURUSHOTHAMAN, S. (Jan-Feb, 1994) Adhesion Durability of Tantalum - BPDA-ADA Polyamide Interfaces. American Vacuum Society, 12(1) IBM T. J. Watson Research Center, P.O.BOX 218, Yorktown Heights, N. Y. 10598.
- [15] CAPELLADES, C. R., GARCIA, E., GIL, J. (1994) Anodic Oxidation of Sintered Tantalum. DTP de Ingenieria Quimica y Metalurgia Facultad de Quimica, University de Barcelona (Spain) . Thin Solid Films, Vol. 238, p. 79-82.
- [16] CARR, T. C., HOLT, A. L., KATZ, P. N. (1974) Nonlinear Aspects of the Bioelectrode-Electrolyte Interface. SIC Systems, Inc. Biomed. Eng. Dpt. Houston Texas 77017, NASA Headquarters, Code KT, Washington DC 20546.
- [17] C.H. CHOUARD B. MEYER et J.M. BASSET. (1978) Les voies d'abord chirurgicales de la cochlée. Notes techniques. Ann. Oto. Laryng. (Paris) 95, no 7-8, p. 515-525.
- [18] CHARLES, W. PARKINS, SAMUEL W. ANDERSON. (1983) Cochlear Prosthesis. An International Symposium, Vol. 405.
- [19] CLARK G.M., R. BLACK, DEWHURT D.J., FORTER I.C., PATRIK J.F. and ONY Y.C. A multiple electrodes hearing prothesis for cochlear implantation in death patients. Med progress though technology by Springer-Verlag, 1977.
- [20] CLARK,G. M., HALLWORTH, R. J. (1976) A Multiple Electrode Array for Cochlear Implant. Journa of Otolaryngology, Vol. 90, no 7, p. 623-627.
- [21] CLARK, G. M., HALLWORTH, R. J., ZDADIUS, K. (1975) A Cochlear Implant Electrode Journal of Otolaryngology, 89, p. 787-792.
- [22] CLARK, G. M., TONG, Y. C., BLACK, R., FORSTER, I. C., PATRIDE, J. F. (1978) A Multiple Electrode Cochlear Implant. Journal of Otolaryngology, 92, p. 166-185.
- [23] CLEMENT, F., CAPELLADES,C., R., GARCIA, E., and GIL, J. (1994) Study of Tantalum-sintered anodes. Departamento Ingenieria Quimica y metalurgia, Facultad de Quimica, Univ. de Barcelona, Spain. Elsevier Science Inc., New York NY 1000.
- [24] COLOMBO, FK., ADAMS, RM., RICHARDSON, PC. (1968) Some New Electrode Techniques for Long Term Physiological Monitoring. Aerospace & Medicine 39, p. 745 750.
- [25] DAUBE, JASPER R. and company. (1994) An approach to anatomy, pathology and physiology by systems and levels. Medical Neurosciences. Ed. by Mayo Foundation Rochester, Minesota.
- [26] DAY, J. L. (1968) Review of NASA MSC Encephalogram and Electro-cardiogram Electrode Systems Including Application Techniques. Technical Note D-4398 Houston NASA MSC, p. 2-5.
- [27] DE SMET, G. (1957) La pratique des traitements thermiques des métaux industriels. 5e Ed. Dunod. Paris.

- [28] DONALDSON, P. E. K. (juillet 1976) The Encapsulation of Microelectronics Devices for Long Term Surgical Implantation. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-23, no 4.
- [29] DOW CORNING CORP. (02-1986) Medical Grade Elastomer, Silastic Mdx-4-4210. Bulletin: 51-202G, Medical Materials. Midland, Michigan 48686-0994.
- [30] DYNATECH NEVADA INC. Safety ECG Analyzer, Theory of Operation for circuitry measurement of 231 / 232D Systems for Lead Electrical Tests.
- [31] EDELL, D. L. (1982) A Biocompatible Multiple Channel Neuroelectric Interface. Proc. 35Th Annual Conference ACEMB, p. 6.
- [32] EVANS, E.F. (1975) Cochlear nerve and nucleus. An Handbook of sensory physiology, Vol. V-2, Keidel, W.D., Neff, W.D. Eds Springer, Berlin, Heidelberg, N.Y.
- [33] EVANS, E.F. (1975) Experimental (physiological and otherwise) Considerations concerning artificial stimulation of the auditory system. Proceeding of the second british conference in audiology.
- [34] EVANS, E.F., LUDVIGSEN, C., and BADFORD, J. (1980-78) A Peripheral auditory processing in normal and abnormal ears: Physiological considerations for attempts to compensate for auditory deficits by acoustic And electrical protheses in Sensorineural Hearing Impairment and hearing aids. Eds Scand Audiol. suppl. 6.
- [35] GARY GIRZON. (Janvier 1987) Investigation of Current Flow in the Inner Ear During Electrical Stimulation of Intracochlear Electrodes. M.S. in Electrical Eng. M.I.T.
- [36] GEISLER C. DANIEL. (Juin 1987) Coding of Acoustic Signal on Auditory Nerve. IEEE Eng. In Medicine & Biology.
- [37] GNEEWALA, T. (1976) A CMOS Implantable Auditory Prothesis using Integrated Circuits Tecnology. Stanford Electronics Labs Technical Report, no 5306-1, p. 21.
- [38] GRACE, R., JAEGER, M., and MINCKLER, J. (1968) The Cochlea Nuclei of Man. University of Denver.
- [39] GREGORY, T. A. KOVACS And Company. (1994) Silicon Substrate Microelectrode Array for Parallel Recording of Neural Activity in Peripheral and Cranial Nerves. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 41, no 6.
- [40] HAMBRECHT, F. T., GUYTON, D. L. (1974) Theory and Design of Capacitor Electrodes for Chronic Stimulation. Medical & Biological Engineering, Vol. 7, p. 613.
- [41] HAROLD M. PINSKER, WILLIAM D. WILLIS. (1980) Information Processing in The Nervous Systems. Raven Press Book NY, NY.

- [42] HENCH, L. L., ETHRIDGE, E.C. (1995) Biomaterials-The Interfacial Problem Advances in Biomed. Eng. Vol. %, Dpt of Materials Sciences and Eng. And the Center for Research in Human Prostheses, University of Florida.
- [43] HORRY, A. MILLER, DONALD, C. HARRISON (1990) Biomedical Electrode echnology, Theory and Practice. N. Y. Academic Press.
- [44] HUGH J. DERMOTT, ANDREW E. VANDALI, RICHARD J. M. VAN HOESEL, COLLETTE M. McKAY, HARRISON J. MARK, LOWRENCE T. COHEN (juin 1993) A Portable Programmable Digital Sound of Cochlear Implant. IEEE Trans. In Rehabilitation Eng. Vol. 1, no 2.
- [45] JAN H. MEIR and Company (02-1992) Simulation of Multipolar Fiber Selective Neural Stimulation Using Intrafascicular Electrodes. IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 42, no 4.
- [46] JAMESON, E. C. (05-1976) Hole Egde Condition using EDM. SME International Tool of Manufacturing Conference.
- [47] JACK, J. J B., NOOBLE and TSIEN, R. W. (1969) Electrical current flow in excitable cells. Clarendon Press-Oxford.
- [48] KIANG, N. Y. S., MOXON, E. C. (1972) Physiological Considerations in artificial Stimulation if the Inner Ear. Annals of the Otolaryngology, 81, p. 714-729.
- [49] KELLIHER, E.M. and ROSE, T.L. (July 1984) A simple method of shaping titanium microelectrodes. IEEE transactions on biomedical engineering, Vol. BME-31, no 7.
- [50] KNODAROV. (1971) The problem of excitability. Plenum Press, N. Y.
- [51] KRISTIN L., RODENHISER, FRANCIS A., SPELMAN. (04-1995) A Method of Determining the Driving Current for Focused Stimulation in the Cochlea. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 42, no 4.
- [52] LAGOW, CH., SLADEK, KJ., RICHARDSON, PC. (1971) Anodic Insulated Tantalum Oxide Electrocardiograph Electrodes. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-18, p. 162-164.
- [53] LINDA LEAL. (1994) PhD Psychology I. Dpt of Psychology, Eastern Illinois University, Ed. R.E.A. Piscataway.
- [54] INGERBORD J., HOCHMAIR DESOYER, ERWING S., HOCHMAIR. (01-1980) An Eight Channel Scala Tympani Electrode for Auditory Prosthesis. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-27, no 1.
- [55] LERNER H., ZAHRADNIK, R. T., BUCHBINDER, M. (1982) Miniature Implantable Tantalum / Tantalum Oxide Stimulating Electrodes. IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. BME-29, no 4.
- [56] LOEB, G., et al. (1977) Parylene as a Chronically Stable Reproducible Microelectrode Insulater. IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 24, no 2, p. 121.
- [57] LOPEZ, A., RICHARDSON, PC. (1969) Capacitive Electrocardiographic and Bioelectric Electrodes. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-16, p. 9-19.

- [58] MARTIN P. J., et al. (1994) Properties of Thin Film of Tantalum Oxide Deposited by Ion-Assisted Deposition. Thin Solid Films, Vol. 239, p. 181-185.
- [59] McADAMS, E. T., JOSSINET, J. (05-1994) The Detection of the Onset of Electrode-Electrolyte Interface Impedance Nonlinearity: A Theoretical Study. IEEE Trans. Biomed Eng. Vol. 41, no 5.
- [60] McDERMOTT H. (1977) A Custom LSI CMOS Chip for a Cochlear Implant. Journal of EEE, Australia-IE Australia & IREE Australia, Vol. 4, no 4.
- [61] McDERMOTT, H. J., VANDALI, A. E., VAN HEESSEL RICHARD, J. M., McKAY, COLETTE M., HARRISON, J. M., and COHEN. (June1993) A portable Programmable digital sound processor for cochlear implant research. IEEE transaction on rehabilitation engineering, Vol. 1, no 2.
- [62] McGREERY, D. B., et al. (1983) A Microelectrode for Delivery of Defined Charge Densities. Journal of Neuroscience Methods 9, p. 15-21, Elsevier Science Editor.
- [63] McGREERY et al. (1987) Electrical Characteristics of Chronically Implanted Platinum-Iridium Electrodes. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-34, no 9.
- [64] McHARDY et al., J. An approach to corrosion control during electrical stimulation. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 5, p. 144.
- [65] McKENZIE, D. G. (1982) Design and Fabrication of Electrodes for Cochlear Prosthesis. Carleton Electronics Research Laboratory, Eletronics Dpt., Ottawa, Canada, K1S 5B6.
- [66] MILLER J. M., TONG Y. C., CLARG G. M. (juin 1984) Speech Processing for Cochlear Implant Prosthesis. Journal of Speech and Hearing Research, Vol. 27, p. 280-296.
- [67] MONTANDON P. And Company. (1991) Multichannel Cochlear implant "Ineraid". Revue of Laryngology, Vol. 112, no 4.
- [68] PERRET, CLAUDE. (1991) Les fonctions nerveuses. Ed. Doin, Paris.
- [69] PIALOUX, P., CHOUARD, C.H., MACLEOD, P. (1976) Physiological and clinical aspects of the rehabilitation of total deafness by implantation of multiple intracochlear electrodes. Acta, Otolaryngology, 81, p. 436-441.
- [70] POURMEHDI, S., MOUINE, J., SAWAN, M., DUVAL, F. (1993) Microcomputer-based Tactile hearing Prosthesis. DPT of EE, University of Sherbrooke, PQ, Canada.
- [71] POURMEHDI, S. (1993) Conception et Développement d'un Système de Traitement de la Parole Basé sur la Quantification Vectorielle Dédié à une Prothèse Auditive. Thèse de Doctorat es Sciences appliquées, Génie électrique, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, PQ, Canada.
- [72] PROHASKA, OTTO J., OLCAYTUG, F., PFUNDNER, P. And DRAGAUN, H. (Février 1986) Thin Film Multiple Probes: Possibilities and limitations. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. BME-33, no 2.

- [73] ROBERT B. ROSS. (1977) Handbook of Metal Treatments and Testing. E. & FN. SPON. Ltd.
- [74] RUPERT LE GRAND. (1971) How to work Tantalum. Manufacturing Engineer's Manual.
- [75] SAWAN, M., ABTAHI, R., DUVAL, F., MAILHOT, F. (1988) A Programmable Neural Stimulation Signal Generator. DPT of Electrical Engineering, University of Sherbrooke PQ Canada, J1k 2R1. CVLSI, Halifax, p. 238-345.
- [76] SCHEKEELIN, K. (1976) Adaptive Control of EDM. Edm Digest, Vol. IV, no 3, p. 8-14.
- [77] SEFERIAN, D. (1959) Metallurgie de la Soudure. Edition Dunod.
- [78] SCHINDLER, R.A. and MERZENICH M.M. (1974) Chronic intracochlear electrode implantation: cochlear pathology and acoustic nerve survival. Department of Otolaryngology and physiology, The John C. And Edward Coleman Memorial Lab. Ann. Otol. 83.
- [79] SHAMMA, SAHIB AHMED. (1981) The Design and Fabrication of Microelectrode Array for Cochlear Prosthesis. Ph. D. Thesis, Stanford University, p. 66-73.
- [80] SHAMMA-DONOGHUE, S. A., MAY, G. A., GOTTER, N. E., WHITE, R. L., SIMMONS, F. B. (01-1982) Thin Film Multielectrode Array for a Cochlear Prosthesis. IEEE Trans. Electron. Devices (USA), Vol. ED-29, no 1, p. 136-144.
- [81] Shamma, S.A., May, G.A. and White, R.L. (1980) Photolithographic fabrication of microelectrode arrays for an auditory prosthesis. Stanford electronics laboratories, Stanford University Stanford, CA 94305. IEEE, Frontiers of Engineering in Health Care.
- [82] SHAMMA, S. A., MAY, G. A., WHITE, R. L. (December 1979) A Tantalum on Sapphire Microelectrode array. Trans. Electron. Devices, Vol. ED-26, no 12.
- [83] SHEPHERD R. K. And Company. (1993) Electrical Stimulation of the Auditory Nerve: The Effect of Electrode Position on Neural Excitation. Hearing Research, 66, p. 108-120.
- [84] SPENCE, A. P., MASON, E.B. (1983) Anatomie et physiologie une approche integree, Montreal, Editions du Renouveau pedagogique, 885 p.
- [85] SRIDHAR V., et al. (1993) Multichannel Differential Excitation in Extracochlear Approach. IEEE Trans. Biomed. Eng. 0-7803-1377.
- [86] STEVE J. TANGHE, KENSALL D. WISE (1992) A 16 Channel CMOS Neural Stimulating Array. IEEE Journal of Solid State Circuits, Vol. 27, no 12.
- [87] THOMAS R. MYERS. (06-1986) The Design and Implementation of a Digital Speech Processor for an Auditory Prosthesis. Ph. D. Dissertation, Stanford University.
- [88] TIERNEY, J., ZISSMAN, M. A., GROUP 24 and EDDINGTON, D. K., RABINOWITZ, W. M. (12/Jan., 1993) Programmable interactive system for

- cochlear electrode stimulation. M.I.T. Research lab of electronics and Massachussetts Eye and Ear Infirmary. Technical Report, no 970.
- [89] TILLAR SHUGG, SHUGG ENTERPRISES Inc. (1986) The Handbook of Electrical and Electronics Insulating Materials. Second Edition. IEEE. Press N.Y.
 - [90] TOWNSHEND, BRENT (1987) Electrical Interaction in Auditory Prosthesis. Ph.D. Dissertation, Stanford University.
 - [91] TYLER, D. J., DURAND, D. (1993) Design and acute of a Radially penetrating interfascicular nerve electrode. Proceeding of the 15th Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, p. 1247-48.
 - [92] VERMILYEA, D. (1965) Conduction and Rectification in Anodic Oxide Films. Journal of Applied Physics, Vol. 36, p. 3663.
 - [93] VERMILYEA, D. (1954) The Effect of Metal Surface Conduction On Anodic Oxidation of Tantalum. ACTA Metallurgica, Vol. 2, p. 476.
 - [94] VERGNAS, J. (1976) Exploitation des Machines-outils à Commande Numérique. (CFAO: Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur), Édition Pyc.
 - [95] WARREN M. GRILL, THOMAS MORTIMER. (Jul-Aug,1995) Stimulus Waveforms for Selective Neural Stimulation. Eng. In Medicine and Biology.
 - [96] WHITE L. ROBERT, MERCER H. DEAN. (11-1978) Photolithographic Fabrication and Physiological Performance of Microelectrode arrays for Neural Stimulation. IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-25, no 6.
 - [97] WHITE L. ROBERT, MERCER DEAN H. (06-1973) Microelectrodes for Biorecording and Biostimulation Fabricated by Integrated Circuit Techniques. Stanford Electronics Lab., National Institute of Health.
 - [98] WHITE L. R., LESTER, A. ROBERT, NEIL E. COTTER, OH-HYUN KWON. (1983) Thin Film Electrode Fabrication Techniques. Annals of N. Y. Academy and Sciences, Stanford University, Dpt of Electrical Eng. NY Academy Press Editor.
 - [99] WHITE, R. L., ROBERTS, L. A., KWON, O. & COTTER, N. (Apr-june 1983) Thin film electrodes for an artificial ear. American Vacuum Society A1(2).
 - [100] WILLIAM F. AGNEW, DOUGLAS B. MCGRECY (1990) Neural Prosthesis: The Fundamental Studies. Editors NJ.
 - [101] WILLIAM A. YOST & DONALD W. NIELSON. (1985) Fundamentals of hearing, An introduction. Second Ed. Hott, Rinehart & Wiston.
 - [102] WISE, K. D., NAJAFI, K. (11-29-1991) Microfabrication Techniques for Integrated Sensors and Microsystems. Sciences, Vol. 254, article 1335.
 - [103] WRIGHT, S. I., GRAY III G. I. (1995) Textural and Microstructural Gradien Effects on the Mechanical Behavior of the Tantalum Plate. Metallurgical and Materials. Trans. Vol. 25A, p. 1025.
 - [104] YOUNG (1972) Fundamental of Human Physiology. Year-book Editor, Second Edition.

- [105] Stanford university EE Dept. (1983) *Fabrication technique of a multielectrode.*
Annals of the New York Academic and Sciences Ed. NY As.